Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Zahn-, Mund und Kieferkrankheiten
– Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik –
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
(Direktor: Professor Dr. K. Fuhr)

Vergleichende Klinische Untersuchungen zur Passgenauigkeit von Unterkiefer-totalprothesen mit Basen aus Kunststoff und aus Metall

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Zahnmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz
den Medizinischen Fachbereichen vorgelegt von

Manfred Mainitz
aus Hofheim/Taunus

1979

Mainz 1978

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552618_0032

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Zahn-, Mund und Kieferkrankheiten
– Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik –
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
(Direktor: Professor Dr. K. Fuhr)

Vergleichende Klinische Untersuchungen zur Passgenauigkeit von Unterkiefer-totalprothesen mit Basen aus Kunststoff und aus Metall

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Zahnmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz
den Medizinischen Fachbereichen vorgelegt von

Manfred Mainitz
aus Hofheim/Taunus

Mainz 1978

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Fachbereichsdekan: Professor Dr. Dr. W. Ketterl

1. Gutachter : Professor Dr. K. Fuhr

2. Gutachter : Professor Dr. H. Marx

Tag der mündlichen Prüfung: 7.2.1979

Meinen Eltern in großer Dankbarkeit für die Ermöglichung des Studiums der Zahnheilkunde gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. EINLEITUNG UND AUFGABENSTELLUNG	1
2. LITERATURÜBERBLICK	2
a) Ursachen für die mangelnde Paßgenauigkeit von Prothesenbasis und Prothesenfundament bei Kunststoffprothesen	2
b) Ursachen für die mangelnde Paßgenauigkeit von Prothesenbasis und Prothesenfundament bei Kunststoffprothesen mit Metallbasis	4
c) Faktoren, welche die einwandfreie Verbindung von Metall und Kunststoff beeinflussen	6
d) Klinische Erfahrungen und experimentelle Untersuchungsergebnisse bei Metallbasisprothesen	7
3. ÜBERLEGUNGEN ZUR PASSUNGENAUIGKEIT VON PROTHESEN UND DEREN KLINISCHEN AUSWIRKUNGEN	10
a) Veränderungen des Prothesenfundamentes bei Paßungenauigkeit der Prothese	10
b) Inkongruenz von Prothesenbasis und Prothesenfundament	11
c) Schematische Darstellung der Auswirkungen bei Inkongruenz von Prothesenbasis und Prothesenfundament	15
d) Schematische Darstellung der verschiedenen Ursachen bei Inkongruenz von Prothesenbasis und Prothesenfundament	17
e) Einfluß der Kieferkammform auf den Höhenverlust des Prothesenfundamentes bei Paßungenauigkeit der Prothese	19
4. BESCHREIBUNG DER ANGEWANDTEN VERSUCHSANORDNUNG	20
a) Grundgedanke	20
b) Physikalische Grundlagen	20
c) Aufbau der Meßapparatur	22
d) Meßpunkte	25
e) Voraussetzungen für exaktes und reproduzierbares Arbeiten mit der Meßapparatur	25

Seite

5. BESCHREIBUNG DES ANGEWANDTEN LICHTOPTISCHEN MESSVERFAHRENS 28

a) Grundlagen 28

b) Arbeitsweise des Mikroskopes 29

c) Praktisches Vorgehen 30

6. VERSUCHSDURCHFÜHRUNG 31

7. AUSWERTUNG DER MESSERGEBNISSE 34

a) Allgemeiner Teil 34

b) Spezieller Teil 73

8. DISKUSSION DER ERGEBNISSE 77

9. ZUSAMMENFASSUNG 82

10. LITERATURVERZEICHNIS 83

Lebenslauf

1. EINLEITUNG UND AUFGABENSTELLUNG

In der Entwicklung neuer Prothesenwerkstoffe sind die Kunststoffe auf Methacrylatbasis noch immer führend. Selbst ihre Nachteile konnten hieran bisher nichts ändern. Auch sind Neuerungen auf dem Gebiet der Kunststoffe nach JANKE (15) kaum noch zu erwarten, da ihre grundlegenden Materialeigenschaften erkannt sind.

Einen neuen Weg auf der Suche nach besseren Materialien und Verarbeitungsverfahren geht LAURITZEN (24), der anstelle einer totalen Unterkieferprothesenbasis aus Kunststoff eine Goldbasis verwendet.

FABER (10) nennt als Vorteile der Metallbasisprothesen größere Formbeständigkeit während der Verarbeitung, größere Festigkeit, bessere Paßgenauigkeit, größere Wärmeleitfähigkeit, geringere Veränderung des Prothesenfundamentes, geringere Porosität und geringere transversale Deformation während der Funktion, die von REGLI und KYDD (37) experimentell nachgewiesen wurde. Als nachteilig sieht er die höheren Kosten, die Schwierigkeit der Unterfütterung und den höheren Zeitaufwand bei der Herstellung der Prothesen an.

KEMPTER (20) und LEHMANN (35) konnten durch experimentelle Untersuchungen zeigen, daß durch den Herstellungsprozeß bedingte Veränderungen in der transversalen Dimension bei Unterkieferprothesen mit Metallbasis deutlich größer sind als bei Prothesen mit Methacrylatbasis.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die klinischen Auswirkungen der unterschiedlichen Unterkieferprothesentypen, Kunststoffbasis gegenüber Metallbasis, in bezug auf ihre Paßgenauigkeit am klinischen Fall nach einer gewissen Tragedauer zu untersuchen. Die zu erwartenden Ergebnisse dieser Untersuchung berücksichtigen somit auch die klinischen Auswirkungen auf den Kieferkamm, bedingt durch die unterschiedliche Paßgenauigkeit von Metallbasis - und Kunststoffbasisprothesen bereits nach deren Herstellung.

2. LITERATURÜBERBLICK

a) Ursachen für die mangelnde Paßgenauigkeit von Prothesenbasis und Prothesenfundament bei Kunststoffprothesen

Die Ursachen für Mängel bei der Paßgenauigkeit von Prothesen kann man zum einen in solche unterteilen, die bei der Arbeit am Patienten auftreten und zum anderen in jene, die bei dem rein technischen Herstellen der Prothesen im Laboratorium entstehen können. REBEL (36) faßt die ersten Faktoren unter dem Begriff "Bio-Prothetik" und die letzteren Faktoren unter dem Begriff der "Werk-Prothetik" zusammen.
Beim Arbeiten am Patienten kann gewissermaßen schon der Grundstein für eine spätere Paßungenauigkeit der Prothese gelegt werden, so z.B. durch falsche Abformtechnik oder aber bei exakter Abformung durch Formveränderung des Abdruckes bei vorschriftswidrigem Ausgießen des Abdruckes. Einen wesentlichen Einfluß auf die Paßgenauigkeit der Prothesen besitzen Volumenveränderungen des Prothesenmaterials während der Verarbeitung. So kommt es beim Anteigen des Kunststoffes zur Quellung, indem das Monomer als Lösungsmittel in das polymerisierte Pulver eindringt und die Makromoleküle auseinanderdrängt. Die Diffusion während der Abbindereaktion bewirkt eine Änderung der Zusammensetzung der beteiligten Komponenten, wodurch es zu einer Kontraktion, der Polymerisationsschrumpfung, kommt. Während der Abkühlung des Prothesenmaterials von 100° C auf Raumtemperatur kommt es noch zu einer thermischen Kontraktion. MEINERS (34) und SCHRÖDER (45) sehen in der Polymerisationsschrumpfung nicht die Ursache für die mangelnde Paßgenauigkeit von Kunststoffprothesen, sondern bezugnehmend auf Untersuchungsergebnisse von ANDERES (1) in der thermischen Kontraktion des Kunststoffes. MARX (30) ist mit MAYER (33) und anderen der Ansicht, daß auch die Polymerisationsschrumpfung eine Rolle spielt, wohl aber die thermische Kontraktion ausschlaggebend für die während der Polymerisation auftretende Formveränderung ist.

Ein weiterer Faktor, der die Maßbeständigkeit der Kunststoffprothesen beeinflußt, ist die Anwendung verschiedener Isoliermittel. FAIRHURST und RYGE (11) haben erstmals auf die Auswirkungen gleichzeitiger Anwendung verschiedener Isoliermittel hingewiesen. Es entstehen hierbei starke Spannungen im Werkteil, die Formveränderungen hervorrufen; so kommt es z.B. bei unterschiedlicher Isolierung bei einer nach einem völlig planen Modell hergestellten Kunststoffplatte nach dem Ausbetten zu einer deutlichen Krümmung der Platte. Bei absolut dichter und gleichmäßiger Isolierung, so bei doppelseitiger Zinnfolienisolierung, ist die Krümmung der Platte gleich Null (31). Die heute im Gebrauch befindlichen Alginatisoliermittel stellen keine absolut dichte Isolierung her, sie bilden eine optisch dichte Isolierschicht, die jedoch wasserdampfdurchlässig ist. Hierdurch kommt es zur Wasserdampfschädigung des Prothesenmaterials während der Polymerisation infolge des Eindiffundierens von Wasser des Formgipses mit Farbveränderungen des Kunststoffes (28).

Ein wichtiger Faktor, der zu Dimensionsveränderungen der Prothesenbasis während des klinischen Gebrauchs führt, ist in der Quellung des Kunststoffes infolge von Wasseraufnahme zu sehen. RITZE (42) konnte zeigen, daß das absolute Maximum der Quellung im Unendlichen, das praktische Maximum jedoch bereits nach 58 Tagen erreicht ist. JANKE (17) und SCHRÖDER (45) sehen in den Quellungsvorgängen eine Möglichkeit die Polymerisationsschrumpfung zu kompensieren, wohingegen WOELFEL (53) dies verneint.

Besonderen Einfluß auf die Maßgenauigkeit der Kunststoffe haben die unterschiedlichen technologischen Bedingungen bei ihrer Verarbeitung. Da Kaltpolymerisate keine Wärmezufuhr von außen benötigen und die Reaktionswärme während der Polymerisation durch den Gips schnell nach außen abgeleitet wird, findet nach SCHRÖDER (45) weder eine thermische Kontraktion noch eine Expansion statt, woraus eine größere Paßgenauigkeit der Prothese zu folgern ist. MARX (28) erzielte bei kaltpolymerisierter Basisplatte den geringsten dorsalen Randspalt, gefolgt von im Wasserbad polymerisierten Basisplatten. Den größten dorsalen Randspalt wiesen hierbei die in Heißluft

polymerisierten Werkstücke auf. BAWENDI (3) untersuchte die Formveränderung von Prothesen nach deren Herstellung bei der "Stopfpreßtechnik" und beim "Gießverfahren". Nach der Polymerisation befand sich keiner der Ersatzzähne mehr in seiner ursprünglichen Position, wobei bei den im Gießverfahren hergestellten Prothesen wesentlich stärkere Lageveränderungen auftraten als bei den heißpolymerisierten Prothesen. Hierfür machte er die Art der Formmasse des "Gießverfahrens" verantwortlich.
Auch die Laborverarbeitung nimmt einen gewissen Einfluß auf die Paßgenauigkeit der Prothese. So kann nach MARX (29) eine ungenügende Verdichtung des Kunststoffteiges bei der Polymerisation zu einer Weißverfärbung führen. Zu schnelles Abkühlen des Werkstückes nach der Polymerisation führt zu Spannungen innerhalb der Prothese, die sich während des Gebrauchs der Prothese in Verwerfungen äußern (18).

b) Ursachen für die mangelnde Paßgenauigkeit von Prothesenbasis und Prothesenfundament bei Kunststoffprothesen mit Metallbasis

Neben den Paßformveränderungen bedingt durch das Aufpressen des Kunststoffes auf die Metallbasis (20) liegt die Hauptursache für die mangelnde Paßgenauigkeit von Prothesen mit Metallbasis nach deren Herstellung in dem unterschiedlichen Verhalten der Edelmetall-Legierungen bei verschiedenen Aggregatzuständen sowie bei verschiedenen Temperaturen. So nehmen Edelmetall-Legierungen in flüssigem Zustand rund 5% mehr Raum ein als nach ihrer Erstarrung (26). Beim Erkalten können so Hohlräume, auch als "Lunker" bezeichnet, entstehen, deren Bildung durch Anbringen eines "verlorenen Kopfes" vermieden werden soll.
Der Temperaturabfall bedingt durch die Abkühlung der Schmelze und ihre Erstarrung zur festen Phase ruft eine lineare Kontraktion von 1,5 bis 1,7% hervor. Es kommt somit zur Form- und Maßveränderung eines Werkstückes, die durch Auswahl einer geeigneten Einbettmasse mit entsprechender Abbindeexpansion sowie thermischer Expansion zu kompensieren versucht wird.

Wichtig ist hierbei, daß es trotz adäquater Einbettmasse zu Maßungenauigkeiten kommen kann, wenn z.B. das Mischungsverhältnis oder aber die Anmischzeit der Einbettmasse nicht eingehalten wird, da sich dann die angegebene Abbindeexpansion verändert.
Um Spannungen, die nach Bearbeitung zu Verwerfungen führen können, zu vermeiden, darf das Werkstück nach dem Guß nicht zu schnell abgekühlt werden. Außerdem kommt es bei schneller Abkühlung zu geringer Keimbildung der Kristalle und somit zu einem grobkörnigen Kristallgefüge (8), das kleine Festigkeitswerte aufweist und zu Verfärbungen neigt.
Immer mehr werden Kobalt-Crom-Legierungen in der Zahnheilkunde verwendet, die häufig fälschlicherweise als Edelstähle bezeichnet werden. Der geringe Eisengehalt von etwa 1% ist durch eine zu teure Beseitigung bedingt und besitzt auch keine eigentlich Funktion. Der Vorteil dieser Legierungen liegt unter anderen in ihren besseren mechanischen Eigenschaften sowie darin, daß sie sehr dünnflüssig sind und somit ausgesprochene Gußlegierungen darstellen. Eine der Hauptschwierigkeiten bei der Verarbeitung der Co-Cr-Legierung liegt in ihrer, gegenüber den Goldlegierungen, recht hohen Abkühlungskontraktion von rund 2,4 %. Einbettmassen auf der Basis von Gips können diese hohe Kontraktion nicht kompensieren außerdem ist ihre Feuerfestigkeit zu gering, um der hohen Schmelztemperatur von 1350° C standzuhalten. Man verwendet deshalb Einbettmassen auf der Basis von Quarz, wobei die Abkühlungskontraktion nur annähernd ausgeglichen werden kann (9).
Wie bei den Goldlegierungen gilt auch bei den Co-Cr-Legierungen für das Gelingen eines exakten Gusses außer der Wahl der geeigneten Einbettmasse die Einhaltung ihrer Verarbeitungsvorschriften sowie der vorgeschriebene Abkühlungsmodus des jeweiligen Materials.

c) Faktoren, welche die einwandfreie Verbindung von Metall und Kunststoff beeinflussen

Die strukturellen Unterschiede im Aufbau der beiden Materialien bedingt die Schwierigkeiten, die bei dem Versuch eine einwandfreie Verbindung von Metall und Kunststoff herzustellen auftreten. Es entsteht lediglich eine mechanische nicht aber eine chemische Verbindung von Metall und Kunststoff (21). Dunkel verfärbte Übergänge von Kunststoff zu Metall sind auf eine Spaltbildung zwischen beiden Materialien zurückzuführen. Diese Spaltbildung ist bedingt durch den unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten beider Materialien, der nach KNISCHEWSKI (21) bei Paladon vier mal so groß ist wie bei Wironit.
Für JANKE (16) lag es nahe, die bei der Herstellung von Prothesen gemachten Erfahrungen in bezug auf die Kompensation der Schrumpfung durch Nachpressen von Kunststoff auch auf die Verbindung von Kunststoff und Metall anzuwenden. 1951 regte er BÜCKING (4) an, den Einfluß des Nachpressens auf Wandständigkeit und Festigkeit der mechanischen Verbindung zwischen beiden Stoffen an Verblendkronen in einer Dissertation nachzuprüfen. Hierbei ergab sich, daß die mechanische Festigkeit durch besondere mechanische Retentionen kaum gesteigert werden konnte wohl aber um ein Vielfaches durch Anwendung des Nachpreßverfahrens.
JANKE (16) weist darauf hin, daß es zur Erzielung einer einwandfreien Verbindung von Metall und Kunststoff unbedingt notwendig ist, letzte Wachsreste von der Metalloberfläche zu entfernen, bevor der Kunststoff aufgepreßt wird. Er zeigte experimentell, daß die Haftfestigkeit von Kunststoff zu Metall bei mit Wasser ausgebrühten und anschließend mit Chloroform gereinigten Metalloberfläche nahezu doppelt so hoch ist gegenüber dem Verfahren der reinen Wasserausbrühung ohne nachfolgende Reinigung mit Chloroform. Die Spaltbildung zwischen beiden Materialien wird durch zusätzliches Reinigen der Metalloberfläche mit Chloroform erheblich verringert; so beträgt sie bei Prüfkörpern, die nur mit Wasser ausgebrüht wurden 36 y und bei solchen, die zusätzlich mit Chloroform behandelt wurden nur noch 12 y. Wurde darüberhinaus noch nachgepreßt, so reduzierte sich die Spaltbreite auf 1 y.

Da im Labor das Nachpreßverfahren nicht allgemein verwendet wird und damit die Spaltbildung nicht absolut unterbunden werden kann, tritt die Spaltbildung in praxi immer wieder auf. Es kommt dadurch, wie schon erwähnt, zu Verfärbungen an der Verbindungsstelle von Metall zu Kunststoff sowie zu Speiseretention, womit ein Nährboden für Bakterien geschaffen wird.

d) Klinische Erfahrungen und experimentelle Untersuchungsergebnisse bei Metallbasisprothesen

LANG (23) berichtet über eine Untersuchung an 42 Patienten mit Unterkiefer-Totalprothesen bei gegossener Goldbasis.
Diese Untersuchung erstreckt sich über einen Zeitraum von drei Jahren und hatte zur Voraussetzung, daß die Patienten vor der Prothesenherstellung ein gesundes und entzündungsfreies Prothesenlagergewebe aufwiesen. Um negative Auswirkungen der alten Prothese auf das Prothesenfundament auszuschließen, wurden die Patienten angewiesen, die alten Prothesen mindestens 18 Stunden vor der Abdrucknahme nicht zu tragen. Als Ergebnis seiner klinischen Untersuchung konnte er feststellen, daß bei 39 der 42 Patienten objektiv während der dreijährigen Beobachtungszeit jegliche Entzündungserscheinungen des Prothesenfundamentes fehlten. Er weist auch auf die subjektiven Angaben der Patienten über zufriedenstellende Funktion und Tragekomfort der Metallbasisprothesen hin. FABER (10) geht davon aus, daß Kunststoffprothesen während der Herstellung und während des Gebrauchs durch den Patienten Verwerfungen erleiden und verwendet zur Ausschaltung dieser Nachteile Metallbasisprothesen, besonders bei totalen Unterkieferprothesen. Mittels Dehnungsmeßstreifen konnten REGLI und KYDD (37) bei totalen Unterkieferprothesen an einer 35 Jahre alten Patientin zeigen, daß Metallbasisprothesen eine 8,5 mal größere Verwindungssteifheit als Kunststoffbasisprothesen in bezug auf transversale Deformation am distalen Prothesenende während der mastikatorischen Funktion aufwiesen.

In einer späteren Untersuchung wird von REGLI und GASKILL (38) zusätzlich zur Deformation der Prothese während der mastikatorischen Funktion die Formveränderung der Prothese während des Schluckvorganges untersucht. Als Ergebnis bei der Deformation während der Kaufunktion wird wieder die größere Verformung der Kunststoffbasisprothese hervorgehoben. Die Extension des distalen Prothesenendes bedingt durch den Schluckvorgang ist aber lediglich bei Prothesen mit hoher Basis nicht aber bei solchen mit flacher Basis bei Metallbasisprothesen signifikant kleiner als bei Kunststoffbasisprothesen.

Durch experimentelle Untersuchungen konnte KEMPTER (20) zeigen, daß bereits durch den Herstellungsprozeß bedingte unterschiedliche Paßgenauigkeiten je nach verwendetem Prothesenmaterial auftreten. Er unterschied hierbei die Veränderung der Formtreue durch den Herstellungsprozeß, einmal bezogen auf die Prothesenbasis und zum anderen bezogen auf die Zahnreihen der Prothesen mesial im Bereich der Prämolaren und distal des zweiten Molaren. Er kam hierbei zu folgenden Ergebnissen:

1. Die Paßgenauigkeit der Zahnreihen bei Metallbasisprothesen (Degulor M, Wironit) war in transversaler Richtung deutlich schlechter als bei Kunststoffbasisprothesen (Paladon) sowohl im Bereich der Prämolaren wie auch distal des zweiten Molaren.

2. Beim Aufpressen des Kunststoffes trat eine erhebliche Verformung der Güsse bedingt durch den Preßdruck auf.

3. Weder durch Verwendung einer Goldbasis noch durch Verwendung einer Co-Cr-Basis (Wironit) konnte eine größere Paßgenauigkeit gegenüber den Kunststoffbasisprothesen erreicht werden.

Ebenfalls an stilisierten Unterkiefermodellen untersuchte LEHMANN (25) die Auswirkungen des Herstellungsprozesses auf die Maß- und Formbeständigkeit von totalen Unterkieferprothesen mit Kunststoffbasis (Paladon 65) gegenüber solchen mit Metallbasis (Degulor M und Nobilium, einer Co-Cr-Legierung). Er verwendet einmal Kiefermodelle mit hohem und zum anderen

solche mit flachen Basen, wobei die Messungen nur im distalen Bereich der Prothesenbasis erfolgten. Als Ergebnis der Ausmessung der Modelle nach der Polymerisation zeigte sich, daß die Metallbasisprothesen deutlich größere Formveränderungen im distalen Bereich als die Kunststoffbasisprothesen erlitten hatten; hierbei schnitten die Goldbasisprothesen im Mittel schlechter als die Co-Cr-Basisprothesen ab. 60 Tage nach Herstellung wurden die Prothesen gewässert und erneut vermessen, um den Einfluß des Quellungsvorganges auf die Maßbeständigkeit zu ermitteln. Es zeigte sich, daß die Kunststoffbasisprothesen wieder die günstigeren Werte aufwiesen, gefolgt von Co-Cr-Basen und Goldbasen. 80 Tage nach Herstellung wurden die Prothesen dann einem Trockenvorgang unterzogen, wobei alle Messungen ähnliche Werte wie nach der Polymerisation ergaben, ohne diese jedoch zu erreichen. Als Ergebnis stellt LEHMANN (25) fest, daß die größte Formkonstanz durch Prothesen mit Kunststoffbasis erreicht wird und die geringste durch solche mit Goldbasis, wobei die Metallbasisprothesen bei steilem Kieferkamm schlechtere Ergebnisse aufweisen als bei flachem Kieferkamm und dies bei den Kunststoffbasisprothesen umgekehrt ist.

3. ÜBERLEGUNGEN ZUR PASSUNGENAUIGKEIT VON PROTHESEN UND DEREN KLINISCHE AUSWIRKUNGEN

a) Veränderungen des Prothesenfundamentes bei Paßungenauigkeit der Prothese

Die wichtigste Forderung an eine Prothese ist für MARX (30) ihre absolute Paßgenauigkeit, d.h. kongruente Übereinstimmung von kieferseitiger Prothesenbasis und dem Kiefer selbst.
Die Wichtigkeit dieser Forderung zeigt sich durch entsprechende klinische Auswirkungen bei ihrer Nichteinhaltung: der Patient klagt über Druckschmerzen an der betroffenen Stelle des Prothesenfundamentes, makroskopisch lassen sich Veränderungen des Tegumentes in Form von leicht entzündlichen Reaktionen bis hin zu Ulzerationen feststellen. Selbst das knöcherne Fundament reagiert auf Paßungenauigkeit der Prothese.
WEINMANN und SICHER (52) halten es für möglich, daß die Druckbeanspruchung des Prothesenfundamentes einen Anreiz für die Differenzierung von Osteozyten zu Osteoklasten darstellt, wahrscheinlicher ist nach ihrer Meinung jedoch, daß die Druckbelastung zu einer Resortion führt, die primär durch Durchblutungsstörungen bedingt ist. LYTLE (27) konnte durch einen Vergleich der Röntgenaufnahmen eines geschädigten Prothesenfundamentes mit dem gleichen Prothesenfundament nach einer gewissen Zeit des Nichttragens einer schlecht passenden Prothese zeigen, daß reparative Veränderungen des Prothesenfundamentes nach Beseitigung der Druckbelastung möglich sind. Durch experimentell erzeugte Druckstellen konnte er im Röntgenbild erhöhte Radioluzenz des betroffenen Knochenareals feststellen.
Nach JANKE (15) führt eine Schrumpfung der lateralen Prothesenteile um nur 0,33 mm zu einer Durchblutungsstörung dieses Gebietes für die Dauer der Tragezeit und bei längerem bestehen des Zustandes kommt es regelmäßig zu Kammschwund. Die Abbauvorgänge hält VAN THIEL (49) für am geringsten, wenn das Prothesenfundament gleichmäßig belastet wird.

b) Inkongruenz von Prothesenbasis und Prothesenfundament

Betrachtet man Prothesenbasis und Prothesenfundament vereinfacht im Sinne von Matrize und Patrize, so kann man mehrere Ursachen für die Inkongruenz beider Teile unterscheiden:

1. Beide Teile passen von vornherein bedingt durch Herstellungsfehler nicht. Es besteht eine zeitlich konstante Inkogruenz bzw. Paßungenauigkeit.

2. Beide Teile passen im Ruhezustand, während der Funktion geht ihre Kongruenz jedoch verloren. Dies ist nur möglich, wenn Matrize und Patrize in Funktion unterschiedlich stark beansprucht werden und/oder unterschiedliche werkstoffkundliche Eigenschaften haben, woraus unterschiedliche Deformierungen beider Teile während der Funktion resultieren. Es besteht eine zeitlich intermittierende Paßungenauigkeit während der Funktion.

Theoretisch zu berücksichtigen ist hierbei der Sonderfall, daß Matrize und Patrize gleich stark belastet werden und beide gleiche Werkstoffeigenschaften besitzen. In diesem Fall herrscht Kongruenz beider Teile während der Funktion.

ad 1)

Auf den Herstellungsprozeß von Prothesen bezogen bedeutet dies, daß Prothesen während der Verarbeitung ihre Paßform verändern; entweder bedingt durch das Herstellungsverfahren selbst oder durch die Natur ihrer Materialeigenschaften.

ad 2)

Die Prothese sitzt auf dem Prothesenfundament, das die über die Prothesenbasis fortgeleiteten Belastungsimpulse in Form von actio gleich reactio aufnimmt. Es besteht also gleich starke Belastung von Prothesenfundament und Prothesenbasis, soweit ihre Druckbelastung angesprochen ist.

Wie MARX (32) zeigen konnte, erleidet jedoch die gesamte Mandibula während der Funktion Deformierungen in der Größenordnung von einem halben Millimeter, zum einen unter Zahnkontakt zum anderen ohne Zahnkontakt bei rein funktionellen Bewegungen. D.h. nun, daß bereits allein durch die unterschiedliche Belastung von Mandibula und Prothese bedingt eine zeitlich

intermittierende Paßungenauigkeit während der Funktion entsteht.
Während der Funktion wird aber nicht nur das Prothesenfundament, sondern auch die Prothese selbst deformiert. DOLDER (6) und VOSS (51) haben Formveränderungen von Prothesen während des Gebrauchs nachgewiesen.
Bedenkt man, daß ein Knochen ganz andere Materialeigenschaften als eine Prothesenbasis aus Metall oder Kunststoff hat, so kommt man zu dem Schluß, daß selbst bei gleicher Belastung von Prothesenfudament und Prothesenbasis unterschiedliche Deformierungen beider während der Funktion auftreten müssen, d.h. es kommt zu Paßungenauigkeit von Matrize und Patrize.

Nun sind aber nicht nur die Materialeigenschaften von Fundament und Basis verschieden sondern auch ihre Belastung während der Funktion, woraus eine Überlagerung der Paßungenauigkeit bedingt durch unterschiedliche Materialeigenschaften und verschiedene funktionelle Belastung resultiert. Diese Überlagerung kann verstärkenden aber auch abschwächenden Charakter für die Paßgenauigkeit haben, je nach Art des Zusammentreffens beider.
Bezieht man die obigen Überlegungen auf einen Vergleich von Metallbasis- und Kunststoffbasisprothesen, so kommt man zu folgenden Aussagen:

1. Bei Metallbasisprothesen besteht schon von vornherein eine größere Inkogruenz von Prothesenbasis- und Prothesenfundament gegenüber Prothesen mit Methacrylatbasis, bedingt durch die bereits beim Herstellungsprozeß auftretende größere Paßungenauigkeit der Metallbasisprothese gegenüber der Kunststoffbasisprothese wie sie von KEMPTER (20) und LEHMANN (25) nachgewiesen wurde.

2. Die funktionelle Deformierung der Mandibula (32) ist bei Metall- wie bei Kunststoffbasisprothesen gleich, da sie ja lediglich durch den unterschiedlichen Verlauf der ansetzenden Kaumuskulatur bedingt ist.

3. Aufgrund der unterschiedlichen Festigkeitswerte von Metallbasis- und Kunststoffbasisprothesen wird die funktionelle Deformierung der Mandibula durch die Prothesenbasis verschieden beeinflußt.

4. Die funktionelle Verformung von Metall- und Kunststoffbasisprothesen ist nicht gleich.

REGLI und KYDD (37) verglichen die transversale Deformation am distalen Ende von Kunststoffbasis- und Goldbasisprothesen während der Kaufunktion miteinander. Der Proband war hierbei eine 35 Jahre alte Frau, die ihre Prothesen bereits seit drei Monaten trug. Bei beiden Prothesentypen stellten sie beim initialen Zubiß eine Deformation zur Mittellinie hin fest und nach der Erholungsphase eine Deformation von der Mittellinie weg. Im Durchschnitt ergab sich hierbei, daß die Extension größer als die Kompression war. Betrachtet man das Ergebnis dieser Untersuchung, so ergibt sich eine 8,5 mal größere Verwindungssteifheit der Metallbasisprothese gegenüber der Kunststoffbasisprothese, soweit es die transversale Deformation der Prothesen während der mastikatorischen Funktion betrifft. HROMATKA (14) sieht jedoch bei den Beanspruchungen, die den Kieferkamm treffen nicht das Kaugeschehen an erster Stelle. An erster Stelle sieht er die Belastungen des Kieferkammes während des Schluckvorganges, nicht nur wegen der größeren Häufigkeit sondern auch wegen größerer Ausschläge des Meßgerätes bei elektromyographischen Untersuchungen. REGLI und GASKILL (38) untersuchten die transversale Deformation totaler Unterkieferprothesen im Bereich der zweiten Molaren während des Kau- und Schluckvorganges sowie bei experimenteller mechanischer Belastung bei jeweils zwei Patienten mit hohem und zwei Patienten mit flachem Kieferkamm. Sie unterschieden zwischen Extension (Deformation von der Mittellinie weg), Kompression (Deformation zur Mittellinie hin) und Torsion (die Zähne rotieren nach bukkal während der linguale Prothesenrand nach lingual rotiert, d.h. das obere Teil der Prothese wird extendiert während das untere Teil kompremiert wird). Während des Kauvorganges entsteht bei den Prothesen mit hoher Basis eine Deformation in Form der Torsion dagegen bei den Prothesen mit flacher Basis eine Kompression. Die Metallbasisprothesen weisen hierbei sowohl bei der Torsion wie bei der Kompression die kleineren Werte auf. Die Extension hervorgerufen durch den Schluckvorgang ist lediglich bei den Prothesen mit hohen Basen nicht aber bei jenen mit flachen Basen bei den Metallbasisprothesen signifikant kleiner als bei den

Kunststoffbasisprothesen. Auch bei der extraoralen mechanischen Belastung konnte kein signifikanter Unterschied in der Deformierung der Prothesen mit flacher Basis bei Metallbasis- und Kunststoffbasisprothesen festgestellt werden. Bezieht man die Ergebnisse dieser Untersuchung auf die Feststellung von HROMATKA (14), daß die hauptsächliche Belastung des Kieferkammes nicht durch den Kau- sondern durch den Schluckvorgang verursacht wird, so ergibt sich folgendes: die geringere Veränderung des Prothesenfundamentes bei Metallbasisprothesen (10), soweit sie durch die Deformation der Prothese während des Schluckvorganges bedingt ist, ist lediglich bei hohen nicht aber bei flachen Kieferkamm als Vorteil der Metallbasisprothese zu nennen.

Die größere Verwindungssteifheit der Metallbasisprothese wird als einer ihrer Vorteile gegenüber Kunststoffbasisprothesen genannt. Bedenkt man jedoch, daß die Paßgenauigkeit der Metallbasisprothesen schlechter als jene der Kunststoffbasisphrothesen ist (20, 25), so ist die Kunststoffbasisprothese aufgrund ihrer geringeren Verwindungssteifheit eher als die Metallbasisprothese bei Paßungenauigkeit in der Lage, sich dem Prothesenfundament anzupassen. Weiterhin behindert die größere Verwindungssteifheit der Metallbasisprothese eine Anpassung der Prothesenbasis an die funktionelle Deformierung der Mandibel.
Die einzelnen Faktoren wie Paßungenauigkeit, unterschiedliche Materialeigenschaften, verschiedene Verwindungssteifheit ect. wurden bisher bei dem Vergleich Metallbasis- gegenüber Kunststoffbasisprothesen zum besseren Verständnis ihrer Auswirkungen einzeln bzw. isoliert betrachtet. In praxi sind die Verhältnisse erheblich komplexer, bedingt durch das gleichzeitige Auftreten mehrerer oder aller Faktoren.
Eine befriedigende theoretische Erörterung dieser komplexen Verhältnisse erscheint schwierig und auch wenig anschaulich. Die Auswirkungen des gleichzeitigen Auftretens mehrerer Faktoren auf das Prothesenfundament und damit auf die Paßgenauigkeit der Prothese lassen sich am besten am Patienten studieren. Die hierzu nötige Untersuchung ist Inhalt der vorliegenden Arbeit.

c) Schematische Darstellung der Auswirkungen bei Inkongruenz von Prothesenbasis und Prothesenfundament

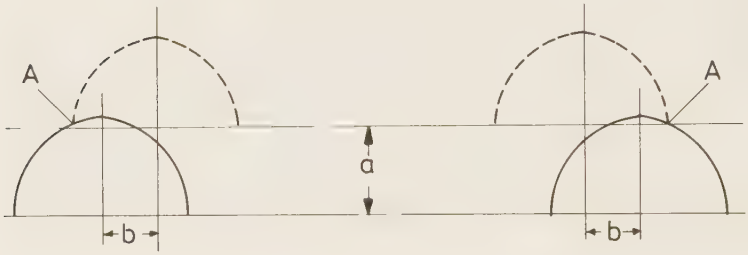


Abb. 1: Frontalschnitt durch das Seitenzahngebiet der Mandibula bei "reitender" Prothese infolge der Inkongruenz von Prothesenbasis und Prothesenfundament

———————— = Mandibula - - - - - - - = Prothese

Aufgrund der transversal lingual gerichteten Inkongruenz von Prothesenbasis und Prothesenfundament um die Strecke b beiderseits "reitet" die Prothese im Punkt A bukkal auf der Prothesenbasis, so daß die Prothese um die Strecke a zu hoch sitzt.

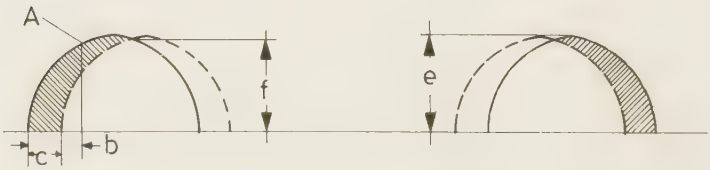


Abb. 2: Frontalschnitt durch das Seitenzahngebiet der Mandibula, bei dem durch die Kaukraft erzwungene teilweise Kongruenz von Prothesenbasis- und Fundament herrscht

Das Herunterdrücken der Prothese um die Strecke a in die maximale Interkuspidation ist nur möglich, wenn

1. das Tegument unter Ausnutzung seiner Resilienz im basalen Anteil um die Strecke c und insgesamt um den Betrag der schraffierten Fläche komprimiert wird.

2. das Tegument komprimiert wird sowie die Mandibula und die Prothese in transversaler Richtung deformiert werden. Dies ist der Fall, wenn die Resilienz nicht ausreicht, um die transversale Paßungenauigkeit von Prothesenbasis und Fundament auszugleichen, wenn die Strecke b größer als die Strecke c ist (c wird in diesem Fall als die maximale Resilienz angenommen). Hier muß sich nun die Mandibula und die Prothese um den Differenzbetrag von c und b deformieren.

ad 1)

Wie bereits erwähnt (15, 27, 51), führt die Kompremierung des weichen Tegumentes zu pathologischen Gewebsreaktionen.

ad 2)

Durch entgegengesetzte elastische Kräfte von Mandibula und Prothese, hervorgerufen durch ihre Deformierung, wird nicht nur das weiche Tegument sondern auch der knöcherne Anteil des Prothesenfundamentes im Bereich der schraffierten Fläche solange unter Druck gehalten, bis Resorptionserscheinungen den Differenzbetrag von c und b aufgehoben haben, d.h. der schraffierte Teil des Prothesenfundamentes dem Abbau anheimgefallen ist.

Durch den Abbau des Prothesenfundamentes reduziert sich seine Höhe von e auf f, d.h. dieser Höhenverlust ist ein Indikator für Abbauerscheinungen des Tegumentes bei Paßungenauigkeit der Prothese. Diese Überlegung wurde verwertet, indem bei der vorliegenden Arbeit eine Meßanordnung gewählt wurde, die über die metrische Erfassung dieses Höhenverlustes Aussagen über die Paßgenauigkeit von Prothesen zuläßt.

d) Schematische Darstellung der verschiedenen Ursachen bei Inkongruenz von Prothesenbasis und Prothesenfundament

Bei allen Abbildungen handelt es sich um Frontalschnitte durch das Seitenzahngebiet der Mandibula, wobei die Prothese waagerecht, die Mandibula senkrecht und das Überlagerungsergebnis beider im Sinne eines Resorptionsergebnisses senkrecht und waagerecht schraffiert ist.

= Mandibula = Prothese = "Restmandibula" als Folge der Resorption

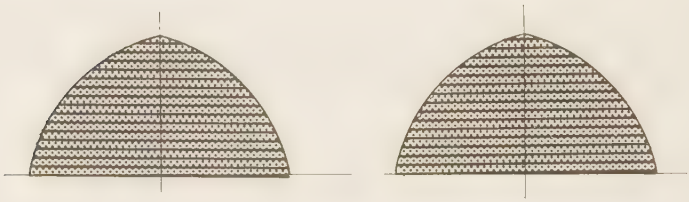


Abb. 3: Ausgangssituation: Kongruenz von Prothesenbasis und Prothesenfundament

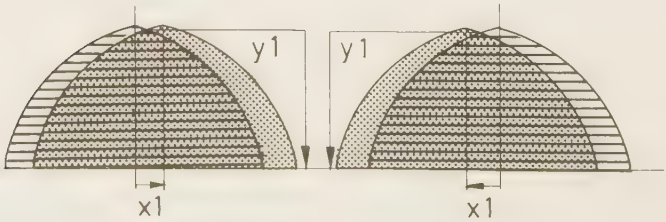


Abb. 4: Transversal lingual gerichtete Deformation der Mandibula bei der Öffnungs- und Vorschubbewegung

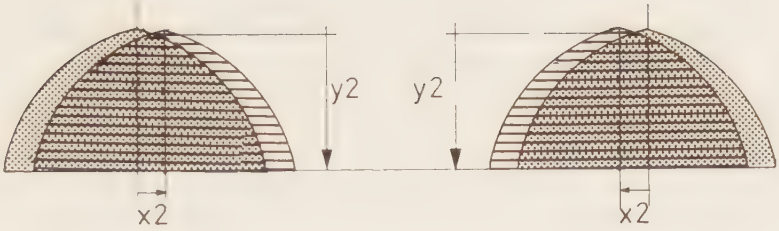


Abb. 5: Transversal lingual gerichtete Deformation der Prothese beim initialen Zubiß

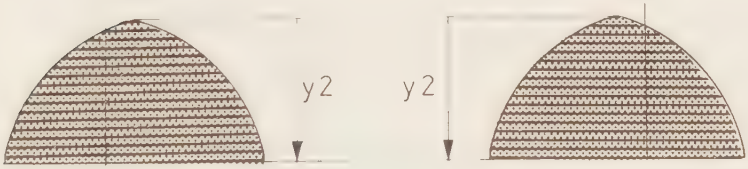


Abb. 6. Verbleibende "Restmandibula" als Ergebnis von Abb. 5

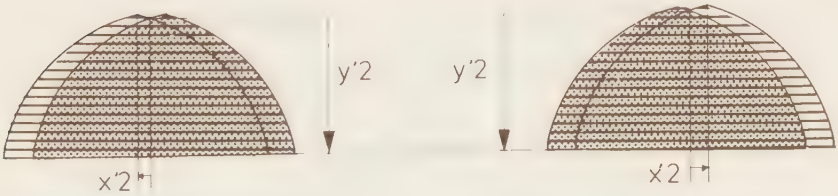


Abb. 7: Transversal bukkal gerichtete Deformation der Prothese in der Erholungsphase bezogen auf Abb. 6

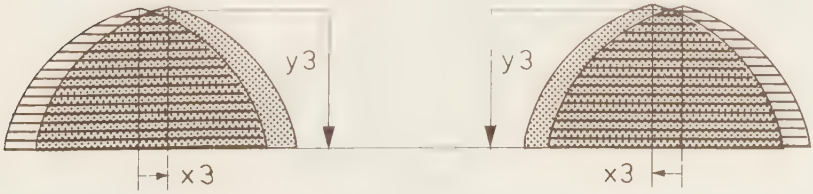


Abb. 8: Mangelnde Paßgenauigkeit der Prothese in transversal lingualer Richtung

Zum besseren Verständnis werden unter d) lediglich transversale Deformationen von Prothese und Mandibula dargestellt; selbstverständlich sind Deformationen in allen anderen Raumrichtungen möglich.

e) Einfluß der Kieferkammform auf den Höhenverlust des Prothesenfundamentes bei Paßungenauigkeit der Prothese

Aufgrund rein geometrischer Überlegungen bei sonst gleichen Bedingungen ist der Höhenverlust y bei gleicher transversaler Paßungenauigkeit x eine Funktion der Krümmung des Prothesenfundamentes. Je steiler dieses ist, desto stärker wirkt sich eine transversale Paßungenauigkeit der Prothese aus. In Abbildung 9 und 10 ist die transversale Paßungenauigkeit x jeweils gleich groß, da aber in Abbildung 10 das Prothesenfundament steiler als in Abbildung 9 ist, ist auch der entsprechende Höhenverlust bei Abbildung 10 größer als bei Abbildung 9 (y_2 ist größer als y_1).

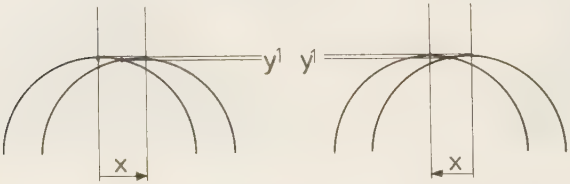


Abb. 9: Flacher Kieferkamm

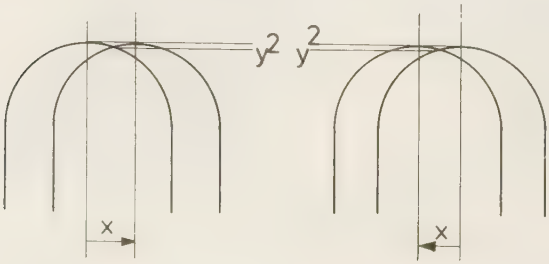


Abb. 10: Steiler Kieferkamm

4. BESCHREIBUNG DER ANGEWANDTEN VERSUCHSANORDNUNG

a) Grundgedanke

Wie bereits erläutert ist der Höhenverlust des Prothesenfundamentes eine Möglichkeit Abbauerscheinungen des Tegumentes bei schlecht passenden Prothesen zu beurteilen und auch metrisch zu erfassen.

Herangezogen wird hierbei das Prinzip der indirekten Unterfütterungsmethode in modifizierter Weise, wobei der Dicke des Unterfütterungsmaterials der Höhenverlust des Tegumentes entspricht.

Um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten, ist es nicht sinnvoll, die Prothesenbasis mit dem Unterfütterungsmaterial zu beschicken und einfach per Hand auf das Prothesenfundament zu pressen, sondern es mußte eine Meßanordnung entwickelt werden, die folgendes gewährleistet:

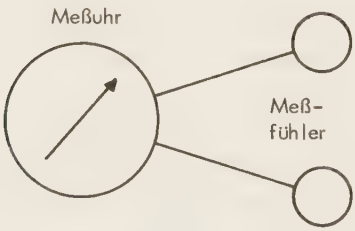
1. Die Kraft, mit der das Unterfütterungsmaterial belastet wird, muß exakt reproduzierbar sein, damit bei allen Patienten eine gleich große Kraft angewendet werden kann.

2. Diese Kraft muß gleichmäßig, in einer bei allen Patienten reproduzierbaren Weise auf dem Prothesenfundament verteilt sein.

b) Physikalische Grundlagen

Läßt man den Patienten bei eingesetzten Prothesen z.B. auf jeweils eine Federvorrichtung mit Anzeige im Seitenzahngebiet oder auf elektronische Meßfühler beißen, so ist nicht gewährleistet, daß beide Seiten mit gleich großer reproduzierbarer Kraft belastet werden. Die Belastung variiert vielmehr auf beiden Seiten, je nach Art des Zubeißens. Um diese Unsicherheit auszuschalten, muß eine kraftausgleichende Verbindung hergestellt werden, die immer gleiche kraftmäßige Belastung auf beiden Seiten gewährleistet unabhängig von dem Modus des Zubeißens.

Als kraftnivellierendes Verbindungsmedium eignet sich in besonderer Weise Flüssigkeit, da sich der Druck in Flüssigkeiten gleichmäßig nach allen Seiten fortpflanzt (48), d.h. es wird in der vorliegenden Arbeit weder ein mechanisches noch ein elektronisches Meßverfahren sondern ein hydraulisches angewandt. Bezogen auf die Forderung nach gleichmäßiger reproduzierbarer Verteilung der Kraft unter den Meßfühlern bedeutet dies:



$p = \text{Druck}$

$F = \text{Kraft}$

$A = \text{Fläche}$

$p1 = \frac{F1}{A1}$

$p2 = \frac{F2}{A2}$

Abb. 11 Prinzip der Meßanordnung

Da im Inneren von Flüssigkeiten ein allseitig gleicher Druck herrscht (36), ist $P1 = P2$, d.h. $\frac{F1}{A1} = \frac{F2}{A2}$. Werden die Meßfühler nun so dimensioniert, daß ihre Flächen gleich groß sind ($A1 = A2$), so ergibt sich $\frac{F1}{A1} = \frac{F2}{A1}$, d.h. $F1 = F2$.

Hiermit ist die Forderung nach gleichmäßiger bei allen Patienten reproduzierbarer Verteilung der Kraft auf das Prothesenfundament erfüllt. Die Bedingung der gleich großen Kraft bei allen Patienten wird durch die Sichtbarmachung des jeweils erzeugten Druckes mittels der Meßuhr und der entsprechenden Einregulierung durch den Patienten erfüllt.

c) Aufbau der Meßapparatur

Als Meßfühler wurden zwei ovale Gummibälle (Peleusbälle) verwendet, die über Kunststoffrohre mit einer Verstellvorrichtung verbunden sind, die sowohl transversale wie sagittale räumliche Lageverschiebungen der Meßfühler bezogen auf einen Anschlagbügel zuläßt. Der Druckmesser war über Schläuche und ein T-förmiges Verbindungsrohr mit beiden Meßfühlern verbunden. Es besteht somit ein geschlossenes System, das mit Wasser gefüllt war und über ein Ventil entlüftet werden konnte.

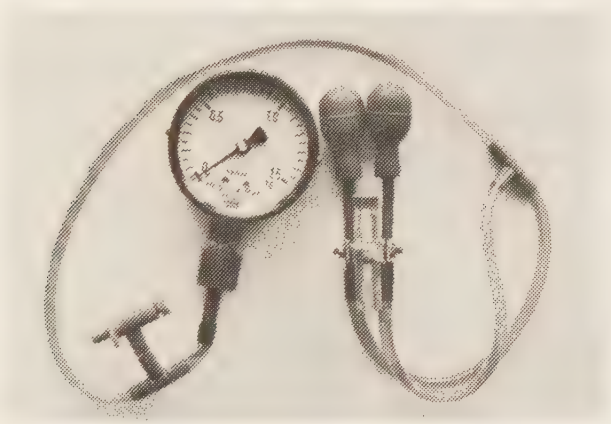


Abb. 12: Meßapparatur

Folgende Teile der Meßanordnung wurden vorgefertigt verwendet:

1. Manometer, Anzeigebereich: 0 - 1,6 $\frac{kp}{cm^2}$
   " $\frac{1}{4}$ Zoll unten, 63 mm Durchmesser " 1)

---

1) Zu beziehen über Heger & Reh 65 Mainz, Große Langgasse 1

2. Überwurfmutter für Manometer

   " $\frac{2}{3}$ Verschraubung in $\frac{1}{4}$ Zoll mal 6 mm " [1)]

3. Kunststoffschlauch [2)]

   Außendurchmesser 6 mm

   Lichte Weite 4 mm

4. Kunststoffrohr [2)]

   Außendurchmesser 5 mm

   Lichte Weite 3,5 mm

5. Entlüftungsventil [2)]

   Passend für Kunststoffschlauch unter 3.

6. T-förmige Verbindungsstücke [2)]

   Passend für Kunststoffschlauch unter 3.

7. Peleusball [3)]

8. Flügelschraube (für Verstellvorrichtung)

   M 3 10 mm lang, zugehörige M 3 Muttern

9. Schrauben (für Rohrschellen)

   M 3 12 mm lang und zugehörige Muttern M 3

---

1) Zu beziehen über Heber & Reh, 65 Mainz, Große Langgasse 1

2) Die Teile 3. bis 6. einschließlich können über die Firma G. Walter 6238 Hofheim/Taunus, Zeilsheimer Str. 27 bezogen werden.

3) Hersteller: Russka, Bestellnummer: 85630 004 - 006
Zu beziehen über K. Frohnhäuser, 65 Mainz, Stadthausstr. 8

Folgende Teile wurden eigens für die Meßanordnung angefertigt:

1. Kupferrohr (zur Verbindung des Manometers mit dem T-Stück)

   Außendurchmesser 6 mm

   Lichte Weite 3 mm

   Länge 30 mm

2. Anschlagbügel aus Aluminium (Angaben in mm)

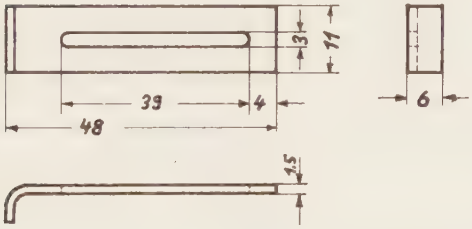


Abb. 13: Anschlagbügel

3. Rohrschellen aus Aluminium (Angaben in mm)

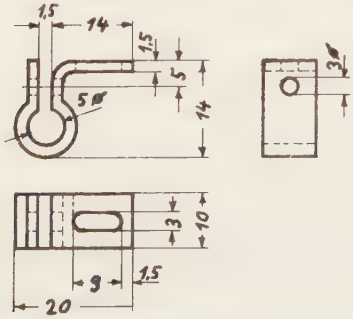


Abb. 14: Rohrschelle

d) Meßpunkte

Zur Beurteilung der Dicke des Unterfütterungsmaterials wurden neun Meßstellen verwendet, deren Lage aus der Abbildung 15 hervorgeht. Da der Höhenverlust des Tegumentes auf den höchsten Punkt des Kieferkammes bezogen wurde, liegen die Meßpunkte auch jeweils auf der höchsten Erhebung des Prothesenfundamentes.

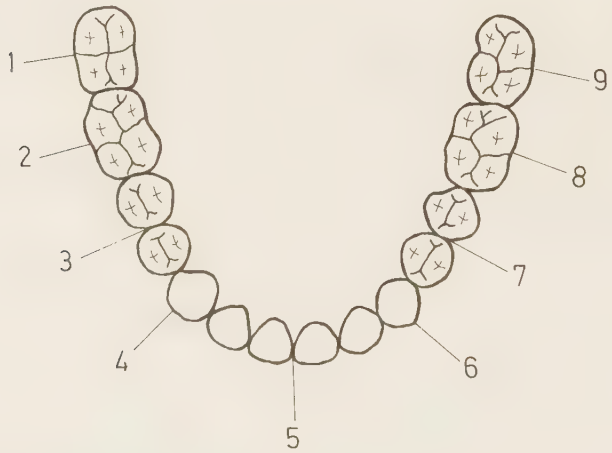


Abb. 15: Meßstellen

e) Voraussetzungen für exaktes und reproduzierbares Arbeiten mit der Meßapparatur

1. Definierte Kopfhaltung des Patienten

Um Einflüsse der Kopfhaltung auf Lageveränderungen der Mandibula gegenüber dem Oberkiefer auszuschalten, wurden die Versuche bei nicht an die Nackenstütze angelehnten Patienten und horizontal ausgerichteter Kauebene durchgeführt.

2. Trockenlegung des Prothesenfundamentes und der Prothesenbasis

Dies ist notwendig, da Xantopren blau verwendet wurde und dieses hydrophob ist. Eine relative Entspeichelung des Tegumentes wurde mit Speichelsauger und Watterollen erreicht. Die Prothesenbasis wurde mechanisch gesäubert und anschließend mit dem Luftbläser getrocknet.

3. Definierte räumliche Plazierung der Meßfühler

Die Meßfühler wurden mittels Verstellschraube und Anschlagbügel extraoral so eingestellt, daß sie einerseits in der Mitte der Zahnreihe und andererseits mittels einer Markierung interdental 35/36 bzw. 45/46 okklusal zu liegen kamen.

4. Definiertes Mischungsverhältnis, definierte Anmisch- und Abbindezeit des Unterfütterungsmaterials

Das Mischungsverhältnis betrug ein Tropfen Aktivatorflüssigkeit pro Teilstrich Xantopren blau, die Anmischzeit 30 sec. und die Abbindezeit intraoral 3 min.

5. Gleich große und gleichmäßig verteilte Anpreßkraft

Dies wurde wie beschrieben durch die speziell hierfür entwickelte Meßanordnung erreicht. Als Anpreßdruck wurden 0,6 $\frac{kp}{cm^2}$ auf der Anzeige der Meßuhr gewählt.

6. Definierte Anpreßzeit

Die bleibende Deformation bei Silikon-Abformmassen ist eine Funktion der Belastungsdauer (40). Wie Butz (5) experimentell zeigen konnte, steigt die bleibende Deformation bei Xantopren blau ab 30 sec. Belastungsdauer sprungartig an. Um dieses zu verhindern trotzdem aber der Masse genug Zeit zum Ausfließen zu geben, wurde eine Anpreßzeit von 15 sec. gewählt.

Die Reproduzierbarkeit der Meßwerte wurde experimentell ermittelt, indem an drei aufeinanderfolgenden Tagen jeweils bei den letzten drei Patienten eine zweite Messung durchgeführt wurde. Die Ergebnisse dieser Kontrollmessung sind in Tabelle 17 wiedergegeben. Es ergab sich eine maximale Abweichung von 0,1 mm bei den beiden Messungen.

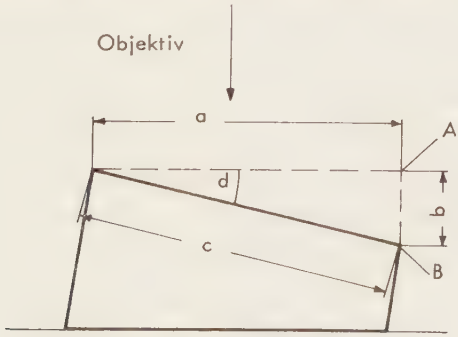
5. BESCHREIBUNG DES ANGEWANDTEN LICHTOPTISCHEN MESSVERFAHRENS

Ziel ist durch Ermittlung der Dicke des Unterfütterungsmaterials eine Aussage über die Paßgenauigkeit der Prothese zu machen.

a) Grundlagen

Damit keine Projektionsfehler entstehen, muß bei Verwendung eines Meßmikroskopes das Meßobjekt parallel zur Tischoberfläche des Mikroskopes liegen. Da aus dem Unterfütterungsmaterial an den markierten Meßstellen ein etwa ein mm breiter Streifen mittels eines Einmalskalpelles per Augenmaß herausgeschnitten wurde, ist eine exakte Parallelität des Meßobjektes und somit ein paralleler Verlauf des Meßobjektes zur Tischoberfläche des Mikroskopes nicht gegeben. Der hieraus resultierende Meßfehler soll im folgenden in seiner Größenordnung beurteilt werden. Hierzu folgende Überlegung:

Angenommen wird, daß die Parallelität des Meßobjektes durch den Schneidevorgang per Hand derart verlorengegangen ist, daß das eine Ende der Meßstrecke doppelt so hoch vom Meßtisch entfernt ist wie das andere:



A = virtueller Punkt

B = reeller Punkt

a = Projektionsbedingte Länge des Meßobjektes

c = Tatsächliche Länge des Meßobjektes

Mikroskoptisch

Abb. 16 : Meßobjekt auf dem Mikroskoptisch

Nimmt man für a = 2 mm und für b = 0,5 mm an, so ergibt sich für c nach dem pythagoreischen Lehrsatz:

c = 2,06 mm.

D.h., daß die tatsächliche Objektdicke 2,06 mm beträgt, während durch den Projektionsfehler bedingt 2,0 mm gemessen werden. Es ergibt sich also in dem gewählten Beispiel ein Meßfehler von 0,06 mm oder rund 3%. In dem obigen Beispiel wurde ein Extremfall der fehlenden Parallelität des Meßobjektes angenommen.

Das menschliche Auge kann aufgrund seiner Sehschärfe zwei Raumpunkte getrennt wahrnehmen, sofern sie mindestens unter einem Sehwinkel von $\frac{1^\circ}{60}$ stehen (41). Im obigen Beispiel beträgt der Winkel d jedoch etwa 14°, d.h. das menschliche Auge würde eine solch stark fehlende Parallelität des Meßobjektes sofort wahrnehmen. Hieraus folgt, daß der Meßfehler bedingt durch den manuellen Schneidevorgang des Unterfütterungsmaterials absolut vernachlässigbar ist.

b) Arbeitsweise des Mikroskopes

Bei dem verwendeten Mikroskop handelt es sich um den Typ STU - BIN - VK ZT der Firma Hertel & Reuss, 35 Kassel, Quellhofstr. 67.

Zur Längenmessung in der Objektebene des Mikroskopes wurde ein Mikrometerokular (8-fache Vergrößerung) benutzt, daß mit Hilfe des Mikrometerwertes, einem Tabellenwert, genaue Längenmessungen zuläßt. Der Mikrometerwert beträgt nach Angabe der Herstellerfirma Hertel & Reuss bei einem Abbildungsmaßstab von 3 : 1 des Objektives und einer 8-fachen Vergrößerung des Mikrometerokulars 46 my (13), d.h. der Abstand der Striche der Mikrometerokular-Teilung beträgt jeweils 0,0046 mm.

Bei der angewandten Längen- bzw. Dickenmessung handelt es sich um eine Vergleichsmessung, d.h. man zählt die Anzahl der Striche der Mikrometerokular-Teilung, die sich mit dem Meßobjekt deckt aus und multipliziert diese Zahl mit dem Mikrometerwert. Als Ergebnis erhält man die Länge des Meßobjektes in my.

Die Meßgenauigkeit des Mikroskopes mit dem verwendeten Mikrometerokular beträgt 0,0046 mm, die Meßgenauigkeit der angewandten Meßanordnung wurde mit 0,1 mm veranschlagt, d.h. es wurde immer auf zehntel mm auf- bzw. abgerundet. Weiterhin wurden erst aufgerundete Meßwerte von 0,2 mm aufwärts notiert, da erstens kleinere Werte die Genauigkeit des angewandten Verfahrens überstrapazieren würden und zweitens Meßwerte in der Größenordnung von 0,1 mm meistens dann vorhanden waren, wenn das Unterfütterungsmaterial überall gleichmäßig dick war; hier wurde wie bereits erwähnt davon ausgegangen, daß keine Paßungenauigkeit der Prothese vorliegt.

c) Praktisches Vorgehen

An den markierten Meßstellen des Unterfütterungsmaterials wurde per Augenmaß manuell ein etwa paralleler rund ein mm breiter Streifen mit einem Einmalskalpell herausgeschnitten. Da die Dicke des Unterfütterungsmaterials gemessen werden sollte, mußte der Streifen um 90 ° gedreht auf den Mikroskoptisch gelegt werden, wodurch sich die Markierung der Meßstelle senkrecht zum Tisch befand und durch das Mikroskop nicht mehr sichtbar war. Um zu gewährleisten, daß die Dicke des Unterfütterungsmaterials an der markierten Stelle gemessen wurde, mußte die Markierung im Mikroskop sichtbar sein. Dies wurde dadurch erreicht, daß die Markierung des Meßobjektes mit einem auf dem Mikroskoptisch befindlichen und somit im Mikroskop sichtbaren Fadenkreuz zur Deckung gebracht wurde. Durch Auszählen der Striche der Mikrometerokular-Teilung, die sich mit dem Meßobjekt deckten und Multiplizierung dieser Anzahl mit dem Mikrometerwert wurde die Dicke des Unterfütterungsmaterials an den jeweils neun Meßstellen ermittelt.

6. VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

Bevor die Meßanordnung an dem eigentlichen Patientengut angewendet wurde, wurde sie zuerst an einigen Patienten erprobt. Hierbei sollte zum einen ermittelt werden, in welcher Größenordnung die Dicke des Unterfütterungsmaterials liegt und zum anderen, welche Drücke für welche Zeit von den Patienten ohne große Anstrengung aufrechterhalten werden können. Die Überlegung der geringen Anstrengung ist insofern wichtig, als der Patient bei großer Anstrengung über eine gewisse Zeit zum Tremor neigen wird und so keine konstante Anpreßkraft gewährleistet ist. Nachdem diese Vorversuche positiv abgelaufen waren, wurde die Meßanordnung definitiv eingesetzt.

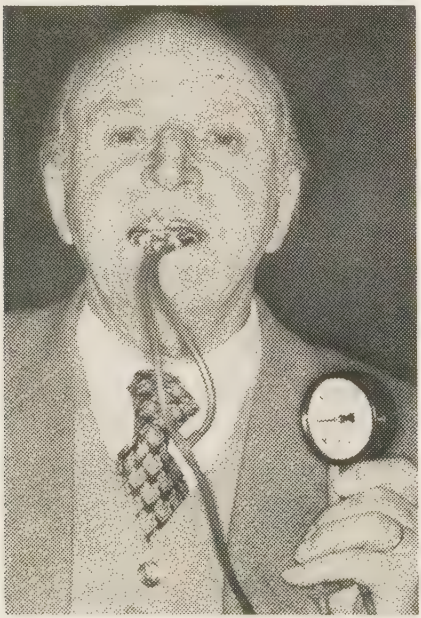


Abb. 16a: Meßapparatur in situ

Zur Verfügung standen je zwei Patientengruppen mit Metallbasis- und Kunststoffbasisprothesen. Bei den Metallbasisprothesen wurde Palliag (bis auf eine Goldbasisprothese) und bei den Kunststoffbasisprothesen Paladon als Prothesenbasismaterial verwendet. Alle Prothesen wurden nach der Lauritzen-Technik (24) hergestellt.
In der ersten Gruppe waren 11 Metallbasisprothesen und 9 Kunststoffbasisprothesen, die alle seit einem halben Jahr getragen wurden. In der zweiten Gruppe waren 7 Metallbasisprothesen (eine Goldbasisprothese) und 9 Kunststoffbasisprothesen, die alle seit eineinhalb Jahren getragen wurden. Bei allen Patienten war als Gegenbezahnung eine totale Oberkieferprothese vorhanden.
Nach einigen Erklärungen an den Patienten über die Wirkungsweise der Meßanordnung und Übungen mit der Meßanordnung ohne Unterfütterungsmaterial wurden die Versuche nach den unter 3d.) aufgeführten Kriterien durchgeführt. Hierbei wurde nach Beschickung der Prothesenbasis mit Xantopren blau und Einbringung der Prothese in den Mund des Patienten die Meßanordnung durch den Versuchsleiter in situ gebracht, während der Patient die Meßuhr in seiner linken Hand hielt und die Höhe des erzeugten Kaudruckes so durch mehr oder weniger starkes Aufbeißen auf die Meßfühler auf den vorgeschriebenen Wert von 0,6 $\frac{kp}{cm^2}$ einpegeln konnte. Die Beendigung des Preßvorganges wurde ihm durch den Versuchsleiter mitgeteilt. Der Patient hielt nun für die Zeit des Abbindevorganges die Meßfühler drucklos im Munde, was er über die Meßuhr kontrollieren konnte. Nach Abbinden des Unterfütterungsmaterials wurde die Prothese mit der ihr anhaftenden Masse aus dem Munde entfernt, unter dem Wasserstrahl von anhaftendem Speichel befreit und mit dem Luftbläser kurz getrocknet. Die neun Meßpunkte wurden mit einem Rapidograph* der Strichstärke 0,4 mm auf dem Unterfütterungsmaterial markiert. Die Masse wurde in toto von der Prothesenbasis entfernt und zuerst einmal gegen das Licht gehalten, um grobe Dickenunterschiede festzustellen. Bei gleichmäßiger Dicke des Unterfütterungsmaterials wird davon ausgegangen, daß keine Paßungenauigkeit der

---

*Hersteller: Firma Rotring

Prothese vorliegt. Um vergleichbare Werte zu erhalten, wurde das Unterfütterungsmaterial jeweils etwa eine halbe Stunde nach Versuchsdurchführung unter dem Meßmikroskop vermessen. Zeitliche Veränderungen der Dicke des Materials sind hier kaum von Bedeutung, da selbst nach drei Tagen nach der Unterfütterung die Dimensionsänderung noch unter 1 % liegt (37) und somit innerhalb der Meßgenauigkeit der angewandten Meßapparatur liegt.

Um eine Vorstellung über die okklusale Abstützung der Prothese zu erhalten, wurden die okklusalen Kontakte mittels Occlusal Indicator Wachs von Kerr bei nicht an die Nackenstütze angelehnten Patienten und horizontal ausgerichteter Kauebene ermittelt. Die vorhandenen okklusalen Kontakte wurden in ein Zahnschema eingetragen. Zusätzlich wurde der Patient gefragt, ob er allgemein mit der Prothese zufrieden sei und ob er beim Essen sowie beim Sprechen mit der Prothese zurechtkomme.

Um die Tendenz der Aussage dieser Untersuchung noch einmal zu überprüfen, wurden die Patienten ein halbes Jahr später noch einmal gebeten, sich einer zweiten Untersuchung zu unterziehen. Durch den Ausfall etlicher Patienten erklärt sich die Tatsache, daß dieses Mal in der ersten Gruppe nur noch 9 Metallbasisprothesen und 6 Kunststoffbasisprothesen mit einer Tragedauer von 12 Monaten und in der zweiten Gruppe nur noch 4 Metallbasisprothesen und 3 Kunststoffbasisprothesen mit einer Tragedauer von 24 Monaten waren.

7. AUSWERTUNG DER MESSERGEBNISSE

a) Allgemeiner Teil

Es sollte in der vorliegenden Arbeit die Paßgenauigkeit von totalen Unterkieferprothesen mit Metallbasis (Palliag) gegenüber solchen mit Kunststoffbasis (Paladon) am klinischen Fall untersucht und verglichen werden.

Ausgegangen wird hierbei von der Überlegung, daß die Dicke des Unterfütterungsmaterials an vergleichbaren Meßpunkten bei dem hierfür modifizierten indirekten Unterfütterungsverfahren als Indikator für die Paßgenauigkeit der Prothese im Sinne der Kongruenz von Prothesenbasis- und Fundament zum Zeitpunkt der Untersuchung dient.
Die Versuchsergebnisse der Erstuntersuchung sind in den Tabellen 1 - 8 sowie in den Abbildungen 17 - 27 diejenigen der Zweituntersuchung in den Tabellen 9 - 16 sowie in den Abbildungen 28 - 34 angegeben. Die Tabelle 17 zeigt die Ergebnisse der Kontrollmessungen.
Eine statistische Beurteilung der Meßergebnisse wurde wegen der relativ geringen Patientenzahl und des damit verbundenen Unsicherheitsfaktors nicht vorgenommen. Zur Verdeutlichung der Meßergebnisse wurden Diagramme angefertigt, die Rückschlüsse auf die unterschiedliche Paßgenauigkeit von Metallbasisprothesen gegenüber Kunststoffbasisprothesen vergleichend ermöglichen. Bei der graphischen Darstellung der Meßergebnisse wurde bewußt auf eine zeichnerische Wiedergabe von Maximalwerten in Säulenform verzichtet, da 1.) diese häufig zu Verfälschungen der Gesamtaussage über eine Versuchsgruppe durch nur einen Patienten mit hohen Meßwerten führt und 2.) nicht so sehr der Maximalwert einer Meßstelle Aufschluß über die Paßgenauigkeit einer Prothese gibt, sondern vielmehr die Tatsache, daß überhaupt ein Meßwert auftritt, der dann unabhängig von seiner Größe anzeigt, daß eine Inkongruenz von Prothesenbasis- und Fundament bzw. eine Paßungenauigkeit der Prothese vorliegt. Die Häufigkeit des Auftretens eines Meßwertes und somit einer Inkongruenz gibt dann Aufschluß über die Paßgenauigkeit der jeweiligen Prothese.

Um diesen Überlegungen Rechnung zu tragen, wurden in den Diagrammen der Abbildungen 35 - 38 auf Abszisse die Nummer der Meßstelle und auf der Ordinate die Anzahl des Auftretens von Kongruenz bzw. Inkongruenz von Prothesenbasis- und Fundament an der jeweiligen Meßstelle aufgetragen, wobei an allen Meßstellen einer Patientengruppe die Summe der Anzahl des Auftretens von Kongruenz bzw. Inkongruenz immer gleich ist, da diese Summe der Gesamtzahl der Patienten dieser Gruppe entspricht.

Tab. 1

Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 6 Monate (Angaben in zehntel mm)

Patient	Alter	Geschlecht	Meßstellen								
			1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	72	m	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2	70	w	-	-	8	-	7	5	-	-	-
3	78	w	-	-	4	-	-	-	-	-	-
4	49	w	-	-	-	-	2	-	-	-	-
5	63	m	-	-	3	-	3	-	-	-	-
6	78	m	-	-	-	-	-	-	-	-	-
7	70	m	-	-	-	-	-	-	-	-	-
8	72	m	-	-	-	-	-	-	-	-	-
9	68	m	2	2	-	-	-	-	-	-	-

Tab. 2

Metallbasisprothesen, Tragezeit: 6 Monate (Angaben in zehntel mm)

Patient	Alter	Geschlecht	Meßstellen								
			1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	65	m	2	2	-	-	-	-	-	-	-
2	65	m	2	-	-	-	-	-	2	-	-
3	52	m	-	-	2	-	-	-	-	-	2
4	69	w	5	4	2	-	-	-	-	2	-
5	77	w	-	-	2	-	11	-	-	-	3
6	65	w	2	2	2	-	-	3	-	-	-
7	63	w	-	-	-	-	-	-	-	-	-
8	63	m	-	2	4	6	-	2	3	2	-
9	43	w	-	-	-	-	-	-	-	-	-
10	63	m	-	-	-	-	2	-	-	-	-
11	62	w	4	-	-	3	4	5	3	-	-

Tab. 3

Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 18 Monate (Angaben in zehntel mm)

Patient	Alter	Geschlecht	Meßstellen								
			1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	75	w	-	-	-	-	2	-	-	3	-
2	75	m	2	-	-	-	-	-	2	-	-
3	66	w	-	-	-	2	-	-	-	-	-
4	62	m	5	4	-	2	-	-	5	-	-
5	70	m	2	4	-	-	-	-	-	2	-
6	72	w	2	-	-	2	-	-	-	-	-
7	63	m	-	-	-	-	-	2	-	-	2
8	74	w	2	-	-	-	-	-	-	-	-
9	63	m	-	-	-	-	-	-	-	-	2

Tab. 4

Metallbasisprothesen, Tragezeit: 18 Monate (Angaben in zehntel mm)

Patient	Alter	Geschlecht	Meßstellen								
			1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	55	w	-	-	-	-	-	-	3	3	-
2	64	m	-	-	-	-	7	-	5	-	-
3	54	m	-	-	-	5	9	3	2	2	2
4	72	w	2	-	-	-	-	-	-	-	-
5	66	w	3	3	-	7	2	-	-	-	3
6	67	m	-	-	-	-	-	-	2	-	-
7	64	w	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Abb. 17: Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 6 Monate

Abb. 18: Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 6 Monate

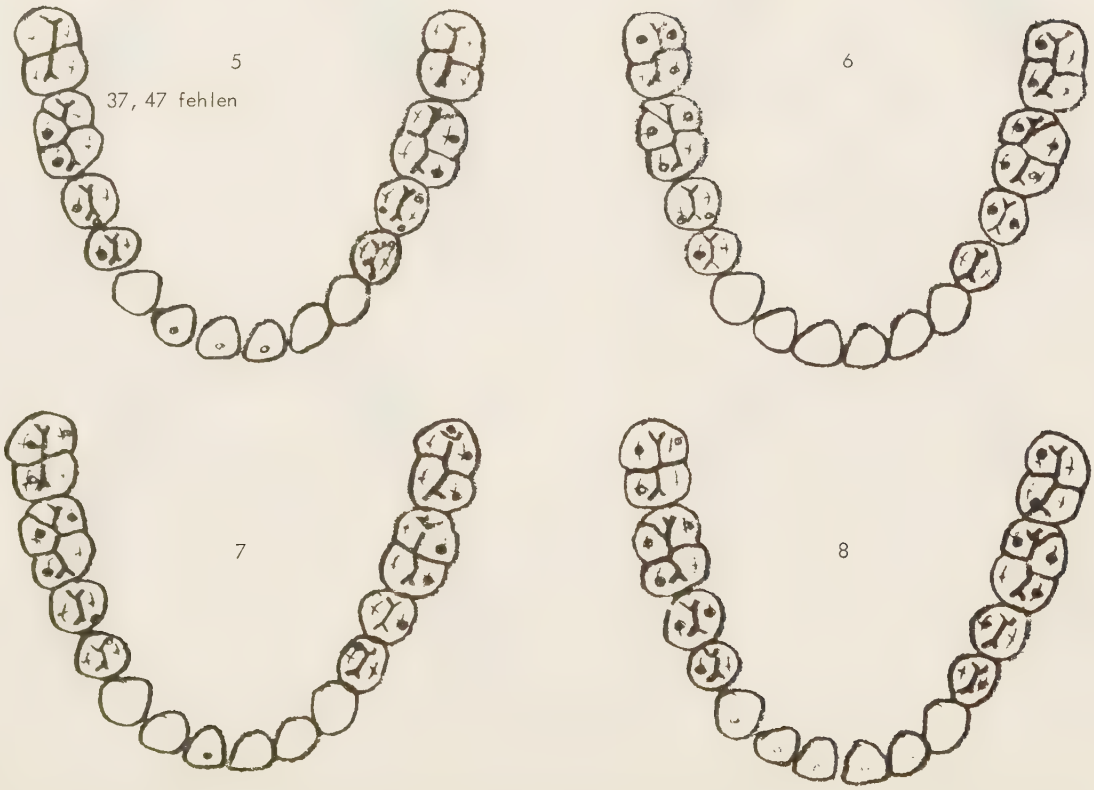


Abb. 19: Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 6 Monate

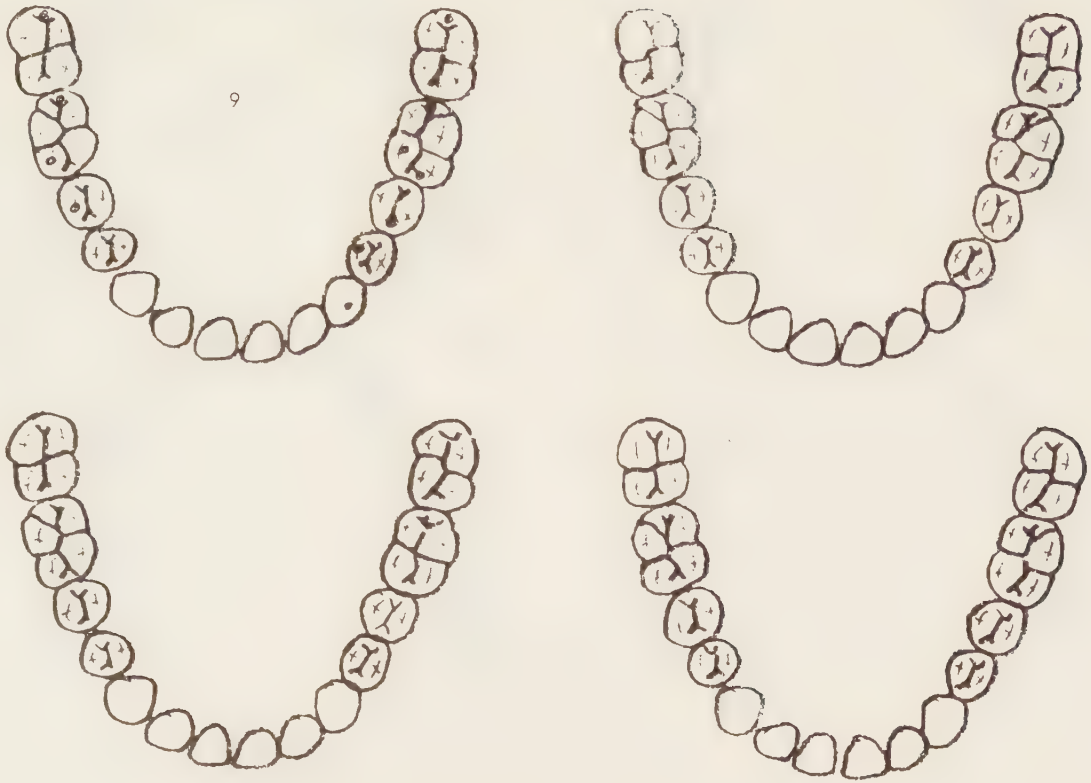


Abb. 20: Metallbasisprothesen, Tragezeit: 6 Monate

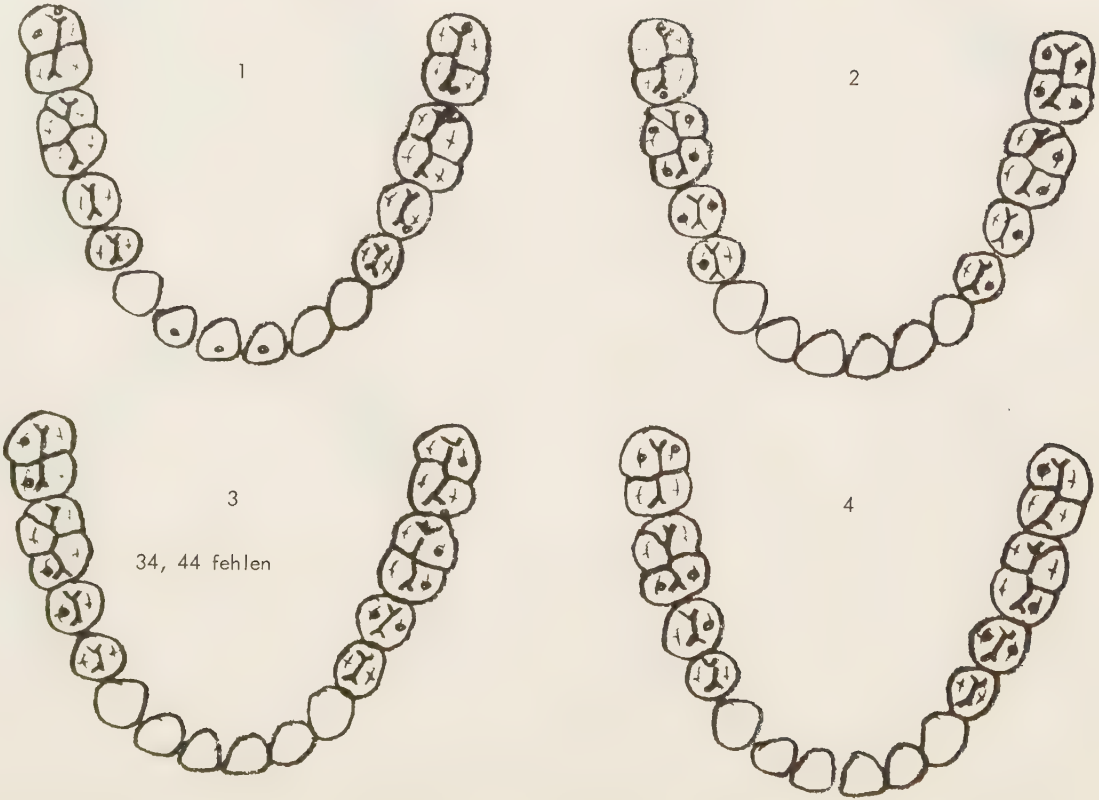


Abb. 21: Metallbasisprothesen, Tragezeit: 6 Monate

Abb. 22: Metallbasisprothesen, Tragezeit: 6 Monate

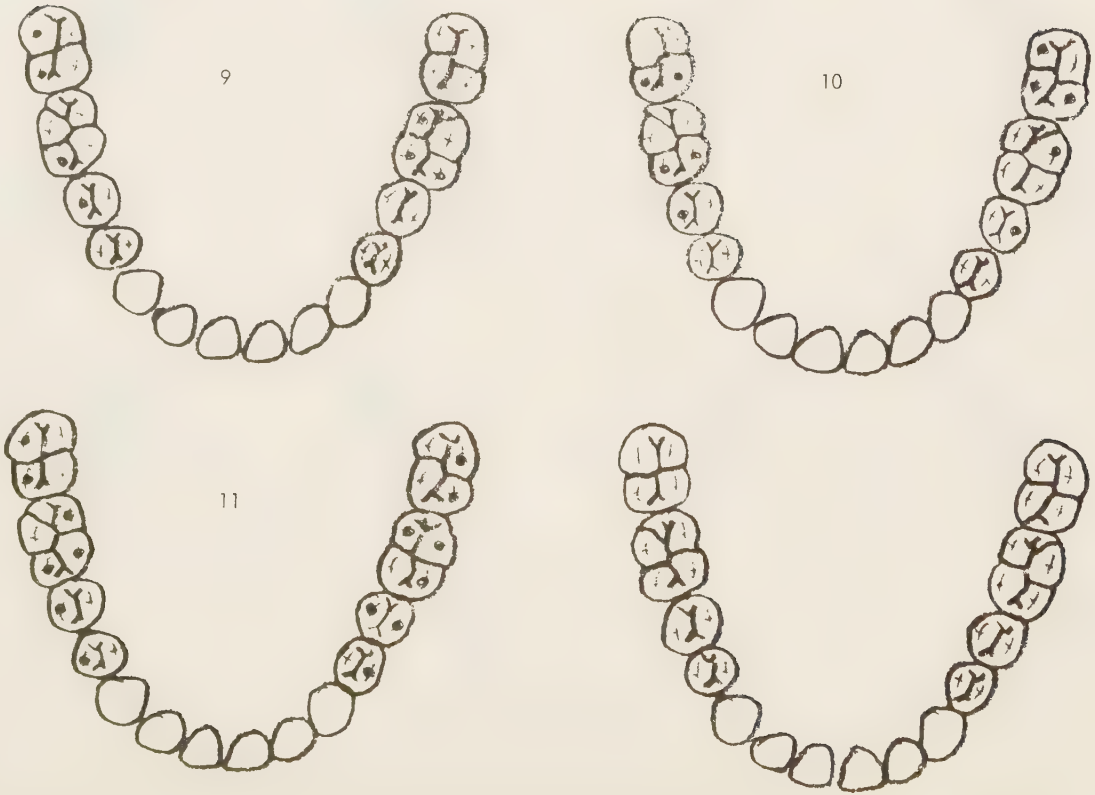


Abb. 23: Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 18 Monate

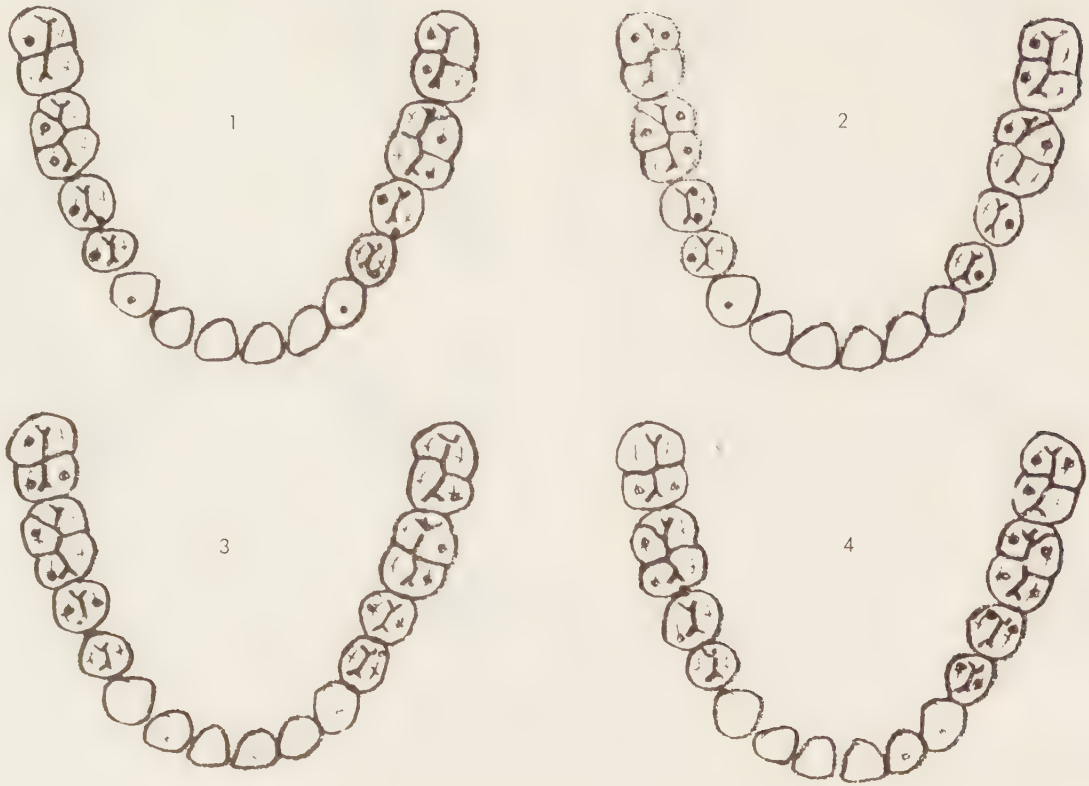


Abb. 24: Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 18 Monate

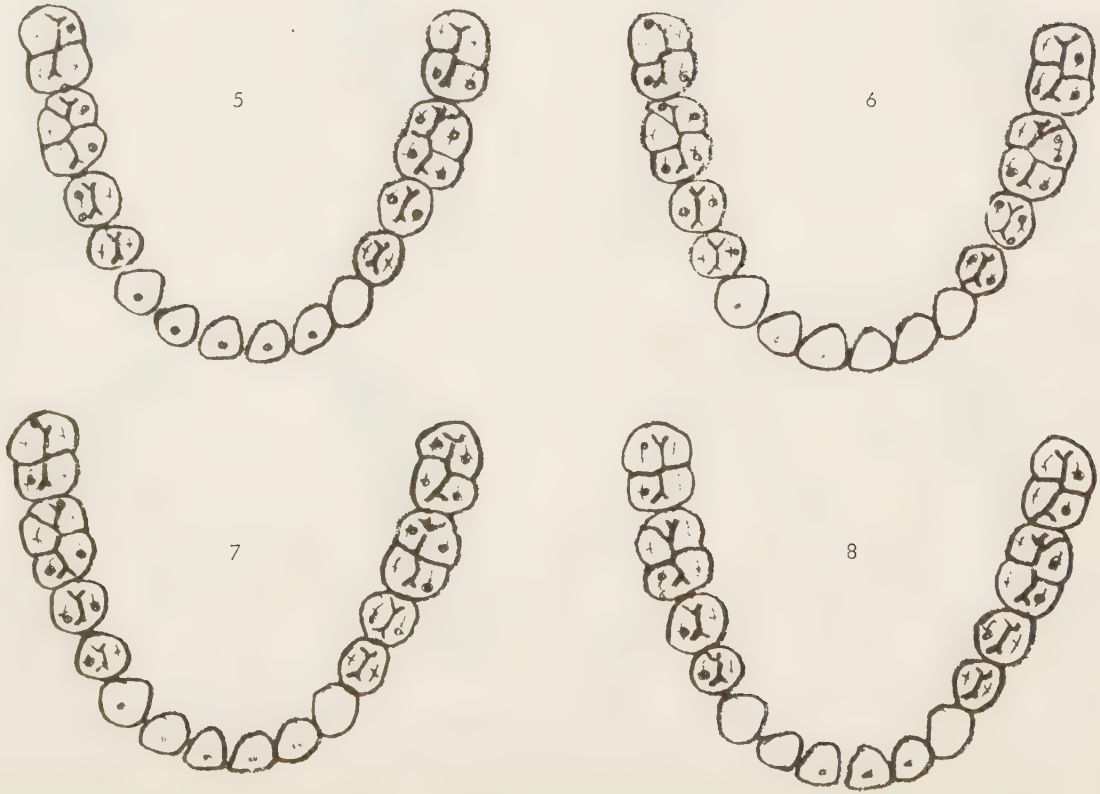


Abb. 25: Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 18 Monate

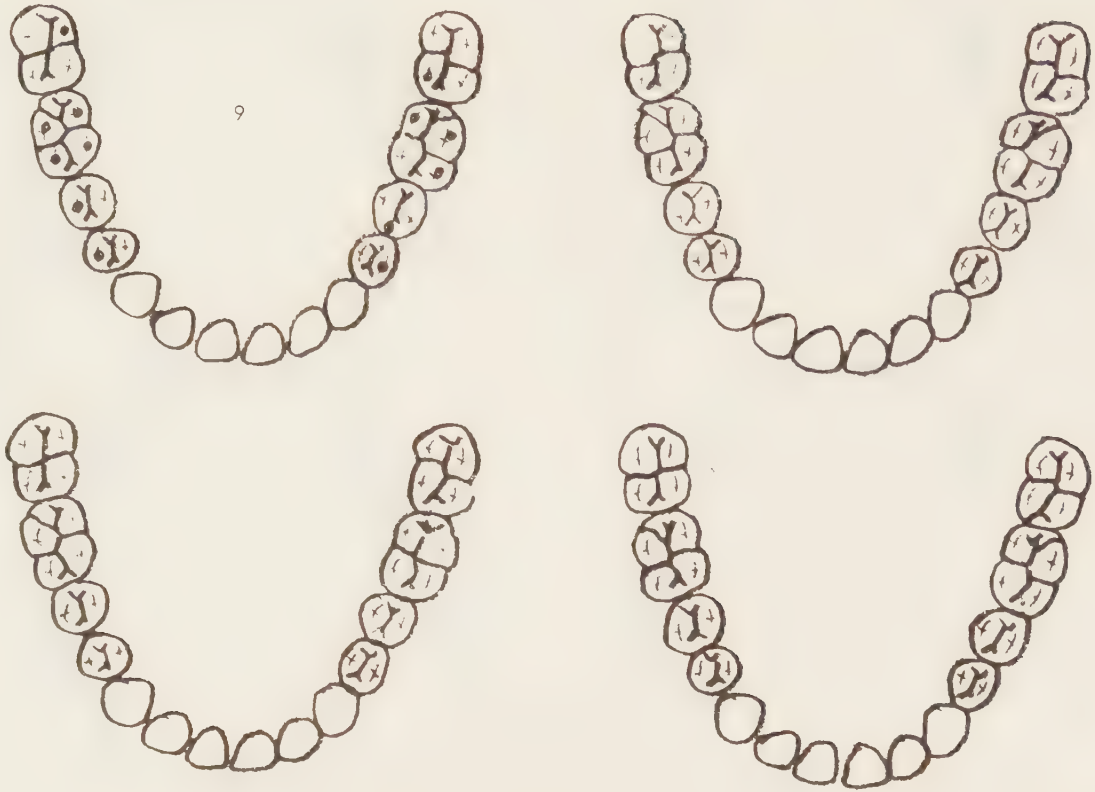


Abb. 26: Metallbasisprothesen, Tragezeit: 18 Monate

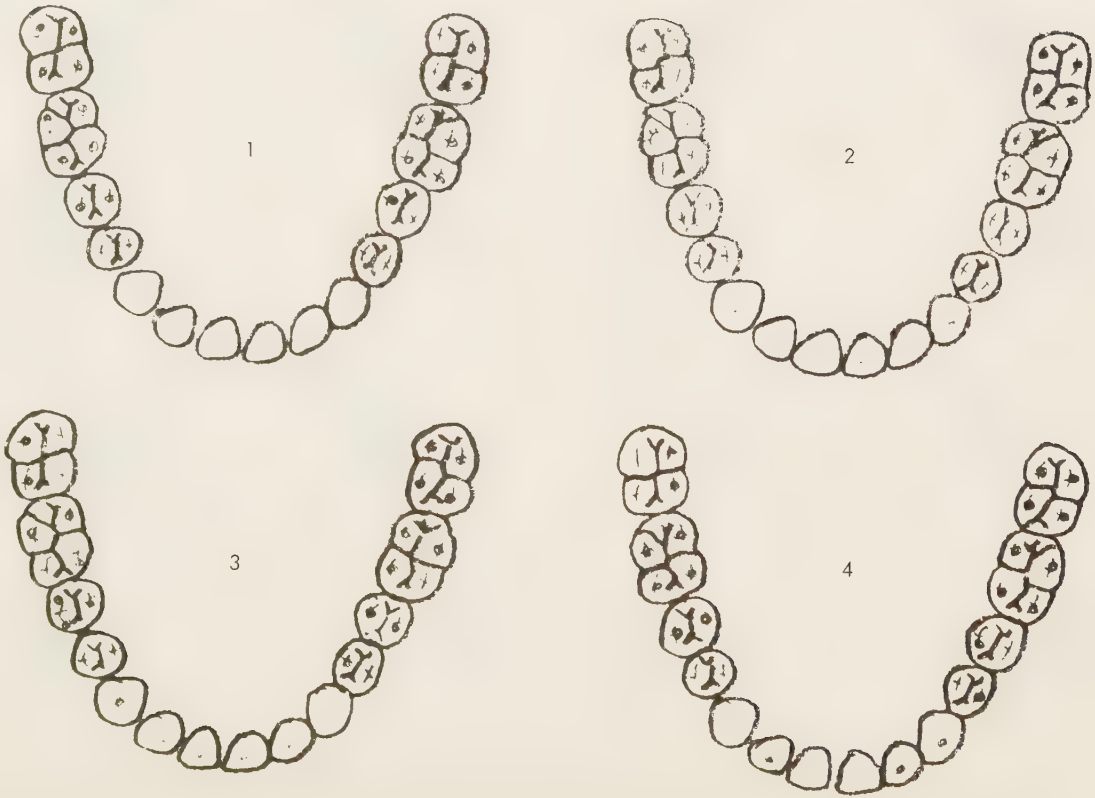
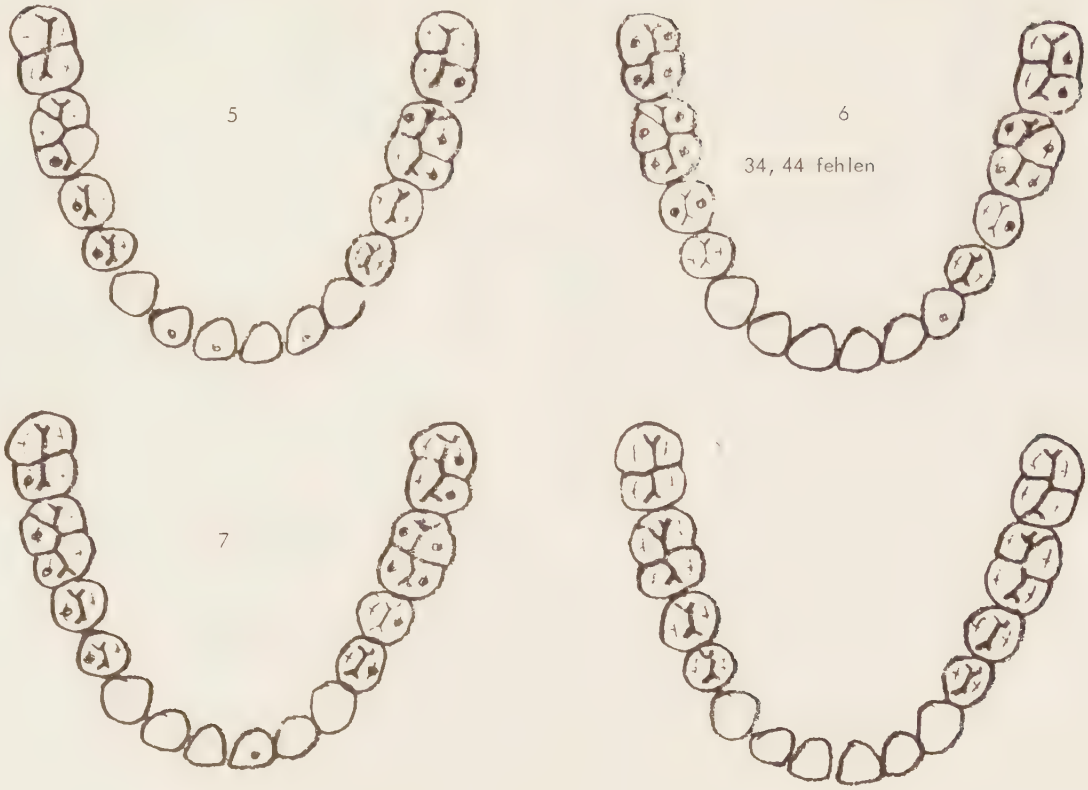


Abb. 27: Metallbasisprothesen, Tragezeit: 18 Monate



Die Patienten wurden folgendes jeweils gefragt:

1. Sind Sie allgemein mit der Prothese zufrieden?
2. Kommen Sie beim Essen mit der Prothese zurecht?
3. Kommen Sie beim Sprechen mit der Prothese zurecht?

+ = Patient ist zufrieden bzw. kommt mit der Prothese zurecht

- = Patient ist unzufrieden bzw. kommt mit der Prothese nicht zurecht

Tab. 5

Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 6 Monate

Patient	Alter	Geschlecht	Angaben des Patienten über die Prothese		
			Allgemein zufrieden	Kau-funktion	Sprach-funktion
1	72	m	-	+	-
2	70	w	+	+	+
3	78	w	-	+	-
4	49	w	+	-	+
5	63	m	+	+	+
6	78	m	-	-	+
7	70	m	+	+	+
8	72	m	+	+	-
9	68	m	-	-	+

Tab. 6

Metallbasisprothesen, Tragezeit: 6 Monate

Patient	Alter	Geschlecht	Angaben des Patienten über die Prothese		
			Allgemein zufrieden	Kau-funktion	Sprach-funktion
1	65	m	+	+	+
2	65	m	+	+	+
3	52	m	+	+	+
4	69	w	+	+	-
5	77	w	+	-	+
6	65	w	+	-	+
7	63	w	+	+	+
8	63	m	+	+	+
9	43	w	+	+	+
10	63	m	-	+	-
11	62	w	-	+	+

Tab. 7

Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 18 Monate

Patient	Alter	Geschlecht	Angaben des Patienten über die Prothese		
			Allgemein zufrieden	Kau-funktion	Sprach-funktion
1	75	w	-	-	-
2	75	m	-	+	+
3	66	w	+	+	+
4	62	m	+	+	+
5	70	m	+	+	-
6	72	w	-	-	-
7	63	m	+	-	+
8	74	w	+	+	+
9	63	m	-	+	+

Tab. 8

Metallbasisprothesen, Tragezeit: 18 Monate

Patient	Alter	Geschlecht	Angaben des Patienten über die Prothese		
			Allgemein zufrieden	Kau-funktion	Sprach-funktion
1	55	w	+	+	+
2	64	m	+	+	+
3	54	m	+	-	-
4	72	w	-	-	-
5	66	w	-	-	+
6	67	m	+	+	+
7	64	w	+	+	+

Tab. 9

Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 12 Monate (Angaben in zehntel mm)

Patient	Alter	Geschlecht	Meßstellen								
			1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	72	m	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2	71	w	-	-	-	-	2	-	4	-	-
3	78	w	-	-	2	-	-	-	-	-	-
5	64	m	-	-	4	3	5	-	-	-	-
7	70	m	-	-	-	-	-	-	-	-	-
9	68	m	2	3	4	-	-	-	-	-	-

Tab. 10

Metallbasisprothesen, Tragezeit: 12 Monate (Angaben in zehntel mm)

Patient	Alter	Geschlecht	Meßstellen								
			1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	65	m	2	-	-	-	2	-	6	-	-
3	52	m	-	-	-	-	-	-	2	-	2
4	69	w	4	-	-	-	-	-	-	3	2
6	66	w	2	2	-	-	-	-	-	-	-
7	63	w	-	-	2	-	2	-	-	2	-
8	63	m	-	-	7	6	4	4	-	-	-
9	44	m	-	-	-	-	-	-	-	-	-
10	63	m	2	-	-	-	-	-	-	2	-
11	62	w	2	-	2	2	2	2	-	-	-

Tab. 11

Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 24 Monate (Angaben in zehntel mm)

Patient	Alter	Geschlecht	Meßstellen								
			1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	75	w	-	-	-	-	3	-	-	3	-
4	62	m	-	-	-	3	-	3	-	-	-
7	63	m	3	2	-	-	-	-	-	-	-

Tab. 12

Metallbasisprothesen, Tragezeit: 24 Monate (Angaben in zehntel mm)

Patient	Alter	Geschlecht	Meßstellen								
			1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	56	w	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2	65	m	-	2	-	-	-	5	2	4	-
3	55	m	-	-	2	5	6	4	2	3	2
6	67	m	-	-	-	-	-	-	2	2	-

Abb. 28: Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 12 Monate

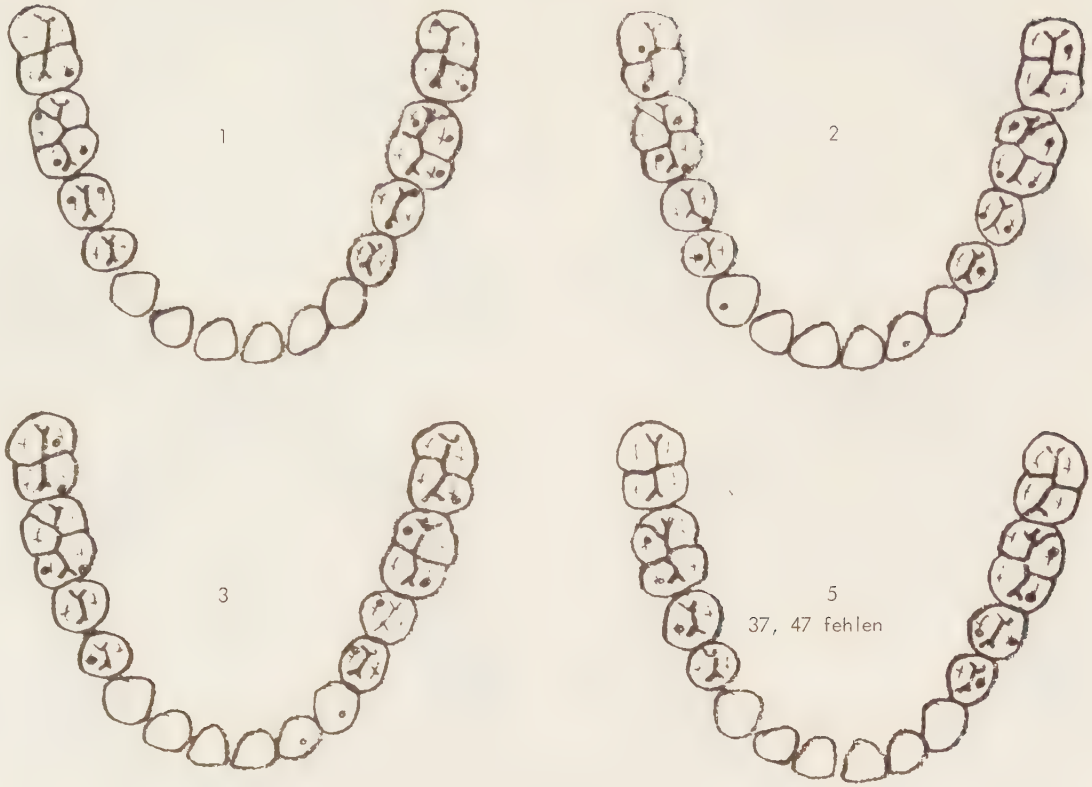


Abb. 29: Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 12 Monate

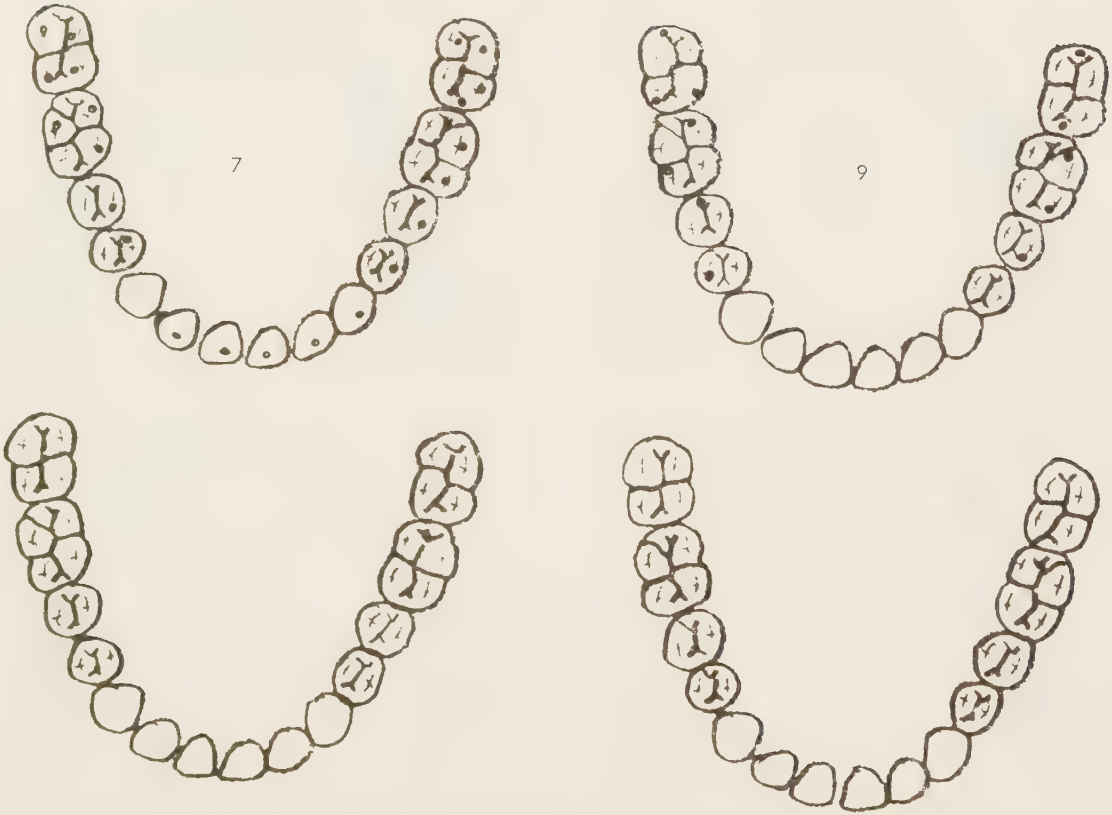
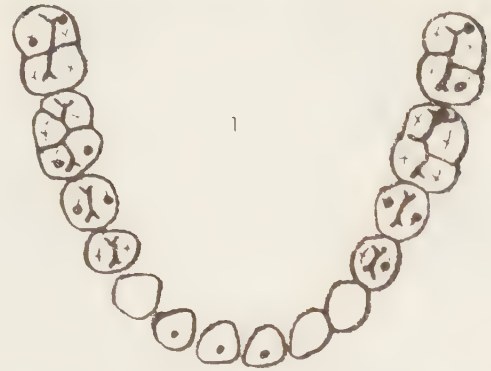
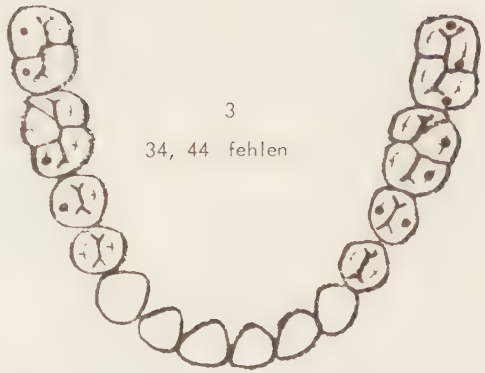
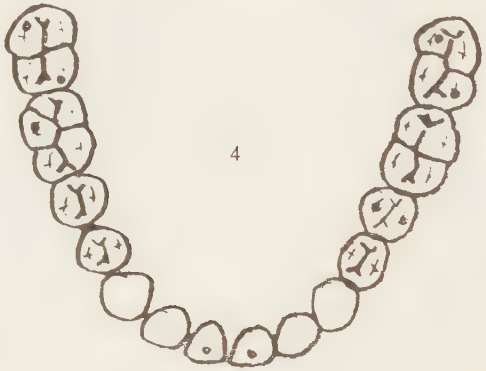


Abb. 30: Metallbasisprothesen, Tragezeit: 12 Monate







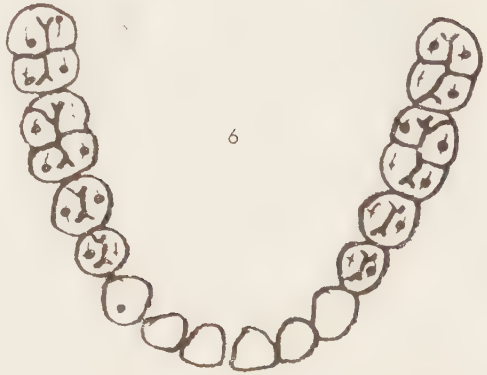


Abb. 31: Metallbasisprothesen, Tragezeit: 12 Monate

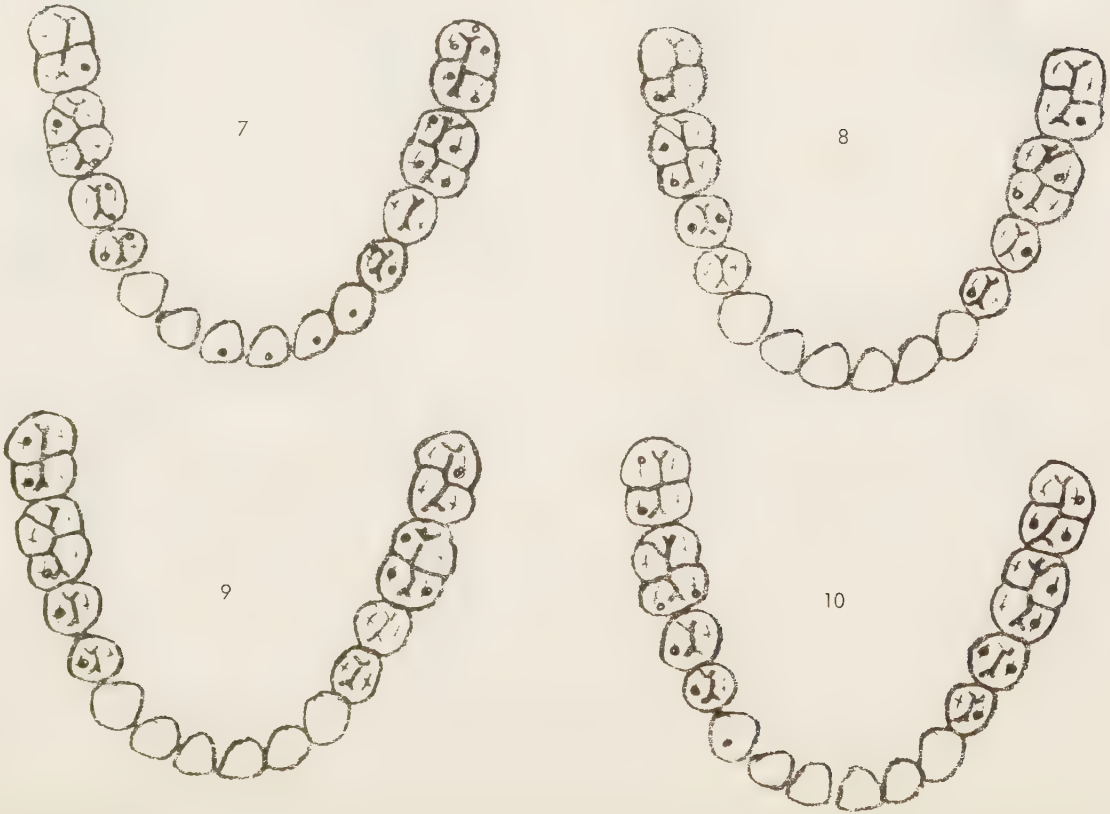


Abb. 32: Metallbasisprothesen, Tragezeit: 12 Monate

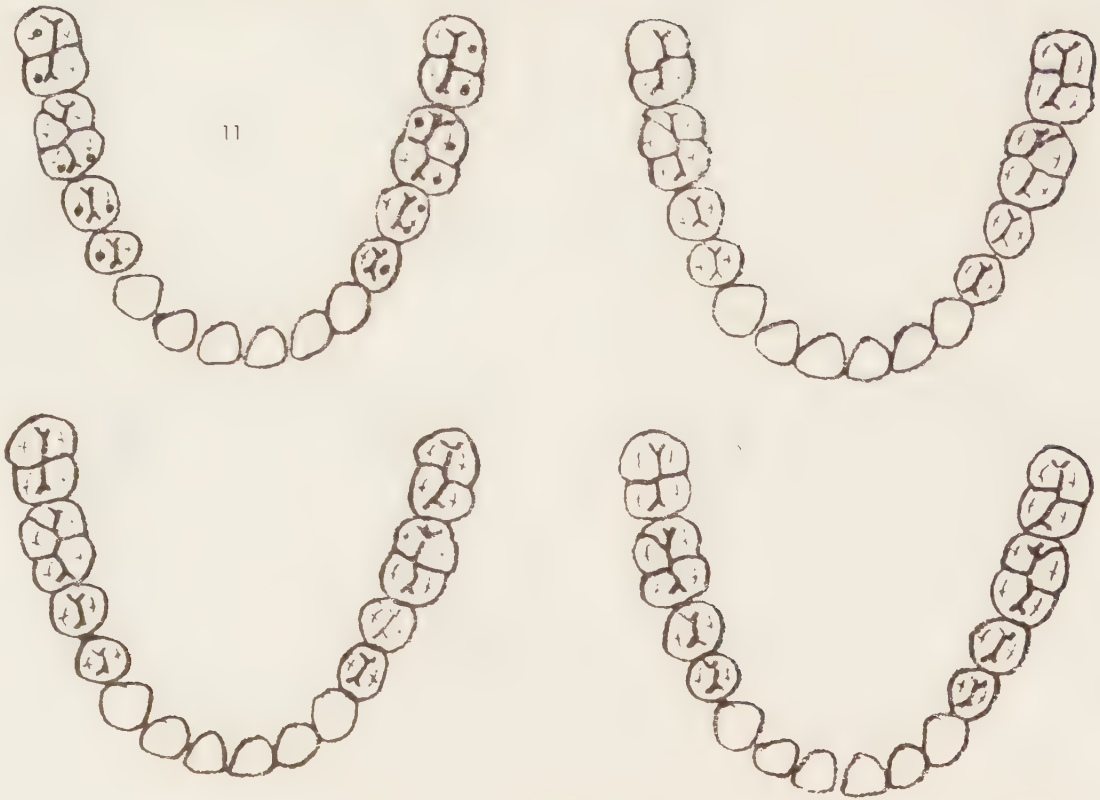


Abb. 33: Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 24 Monate

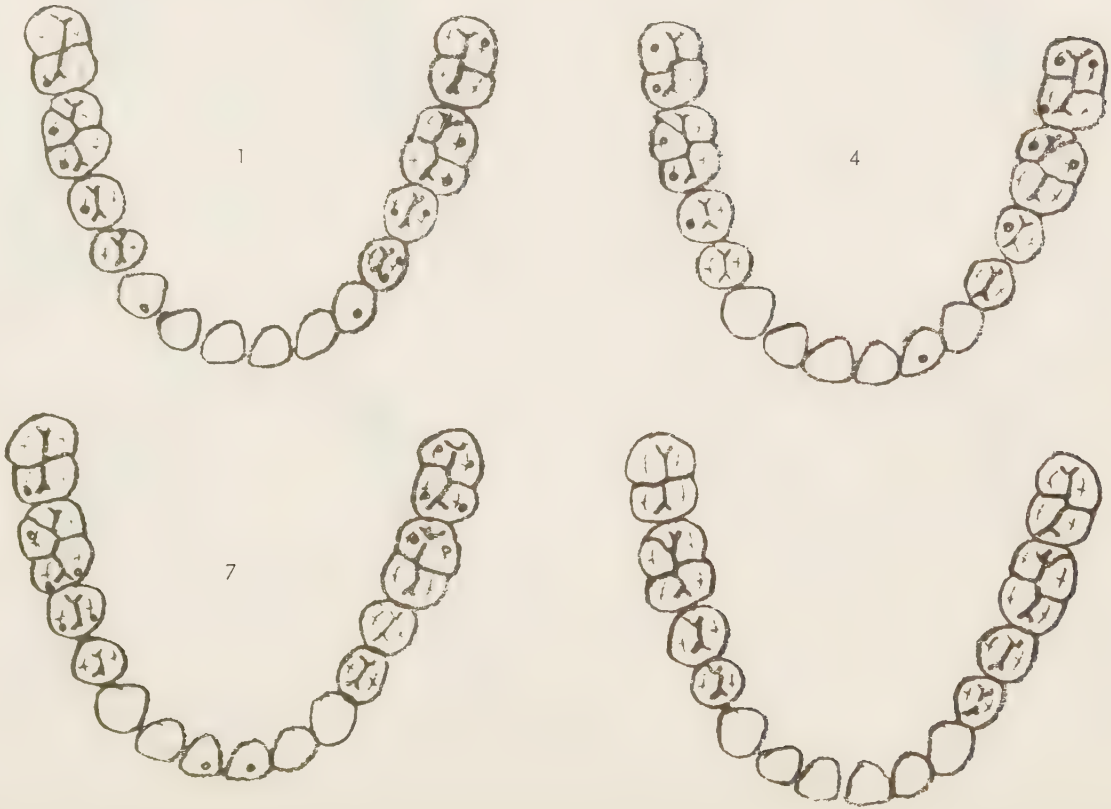
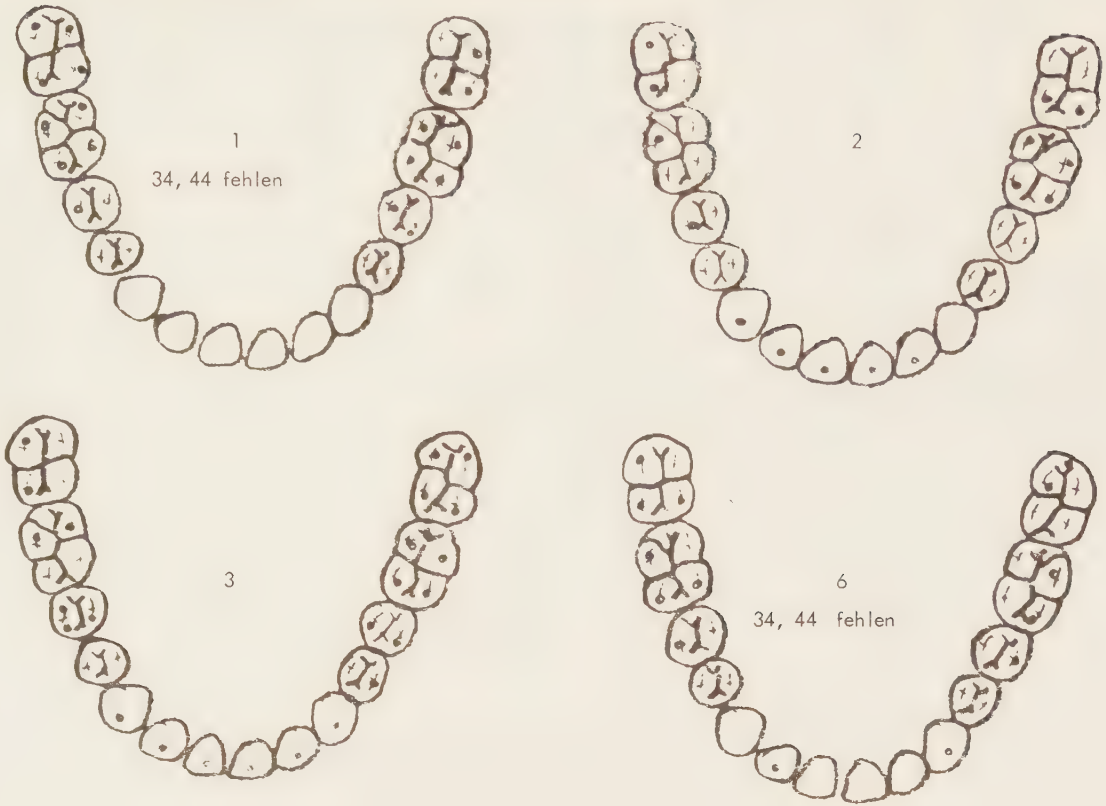


Abb. 34: Metallbasisprothesen, Tragezeit: 24 Monate



Subjektive Angaben des Patienten

Die Patienten wurden folgendes jeweils gefragt:

1. Sind Sie allgemein mit der Prothese zufrieden?
2. Kommen Sie beim Essen mit der Prothese zurecht?
3. Kommen Sie beim Sprechen mit der Prothese zurecht?

+ = Patient ist zufrieden bzw. kommt mit der Prothese zurecht

- = Patient ist unzufrieden bzw. kommt mit der Prothese nicht zurecht

Tab. 13

Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 12 Monate

Patient	Alter	Geschlecht	Angaben des Patienten über die Prothese		
			Allgemein zufrieden	Kau-funktion	Sprach-funktion
1	72	m	+	-	+
2	71	w	+	+	+
3	78	w	+	-	+
5	64	m	-	+	+
7	70	m	+	+	+
9	68	m	-	-	+

Tab. 14

Metallbasisprothesen, Tragezeit: 12 Monate

Patient	Alter	Geschlecht	Angaben des Patienten über die Prothese		
			Allgemein zufrieden	Kau-funktion	Sprach-funktion
1	65	m	+	+	+
3	52	m	+	+	+
4	69	w	+	+	+
6	66	w	+	+	+
7	63	w	+	+	+
8	63	m	+	-	+
9	44	m	+	+	+
10	63	m	+	-	-
11	62	w	+	-	-

Tab. 15

Kunststoffbasisprothesen, Tragezeit: 24 Monate

Patient	Alter	Geschlecht	Angaben des Patienten über die Prothese		
			Allgemein zufrieden	Kau-funktion	Sprach-funktion
1	75	w	+	+	-
4	62	m	+	+	+
7	63	m	-	-	-

Tab. 16

Metallbasisprothesen, Tragezeit: 24 Monate

Patient	Alter	Geschlecht	Angaben des Patienten über die Prothese		
			Allgemein zufrieden	Kau-funktion	Sprach-funktion
1	56	w	+	+	+
2	65	m	+	+	+
3	55	m	+	-	-
6	67	m	+	+	+

Tab. 17

Kontrollmessungen
(Angaben in mm)

Nummer der Messung	Meßstellen 1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	0,46	-	-	-	-	-	-	0,28	0,23
2	0,37	-	-	-	-	-	-	0,23	0,18
1	-	-	0,18	-	0,18	-	-	0,18	0,14
2	-	-	0,14	-	0,14	-	-	0,14	0,14
1	0,28	-	0,18	0,18	0,23	0,23	-	-	-
2	0,18	-	0,14	0,18	0,18	0,14	-	-	-
1	-	-	0,46	0,37	0,55	-	-	-	-
2	-	-	0,37	0,32	0,51	-	-	-	-
1	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
1	-	-	-	0,09	-	-	-	-	-
2	-	-	-	0,14	-	-	-	-	-
1	-	-	-	-	0,37	-	-	0,23	-
2	-	-	-	-	0,28	-	-	0,28	-
1	-	-	-	0,28	-	0,32	-	-	-
2	-	-	-	0,23	-	0,23	-	-	-
1	0,32	0,23	-	-	-	-	-	-	-
2	0,28	0,18	-	-	-	-	-	-	-

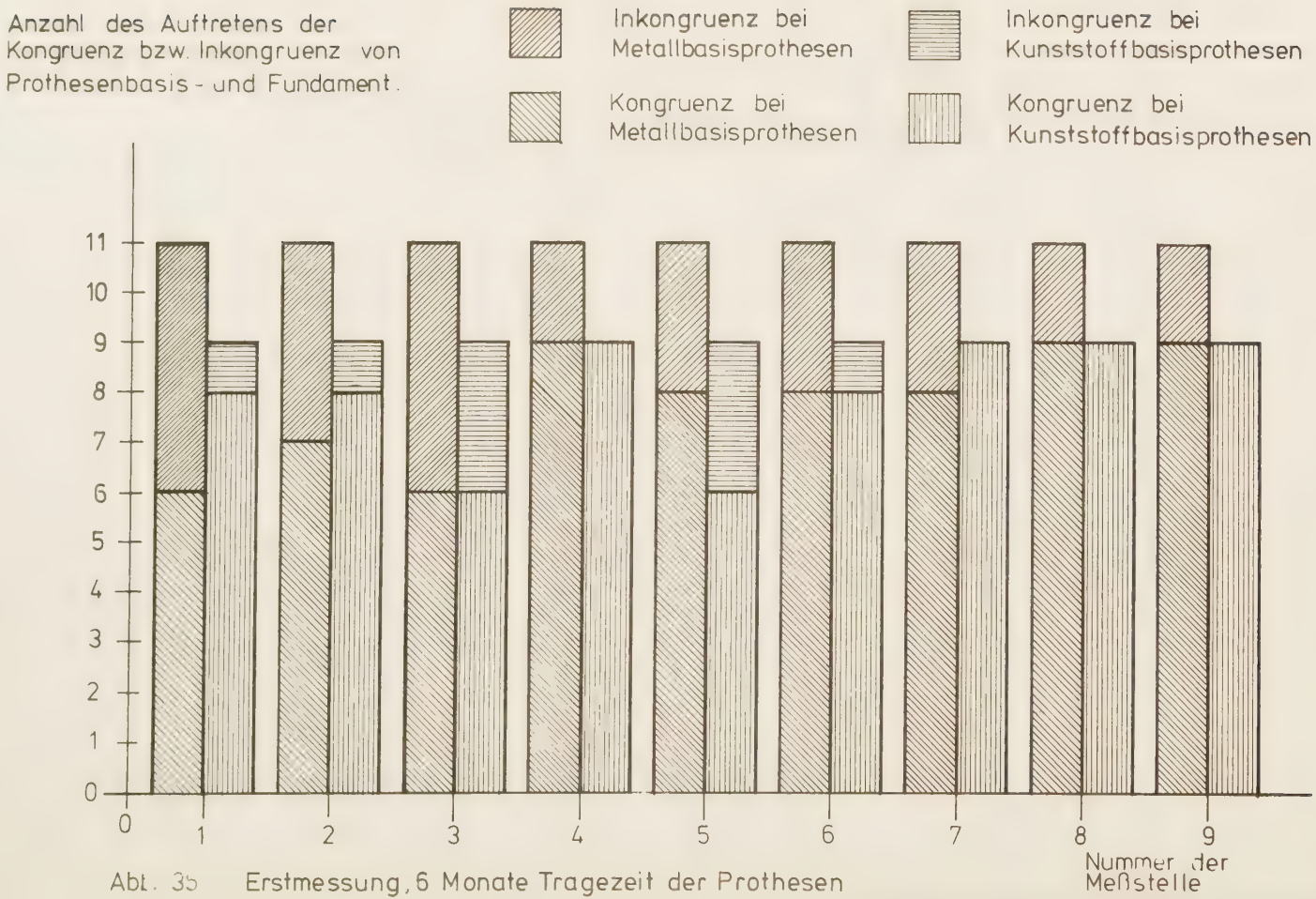


Abb. 35 Erstmessung, 6 Monate Tragezeit der Prothesen

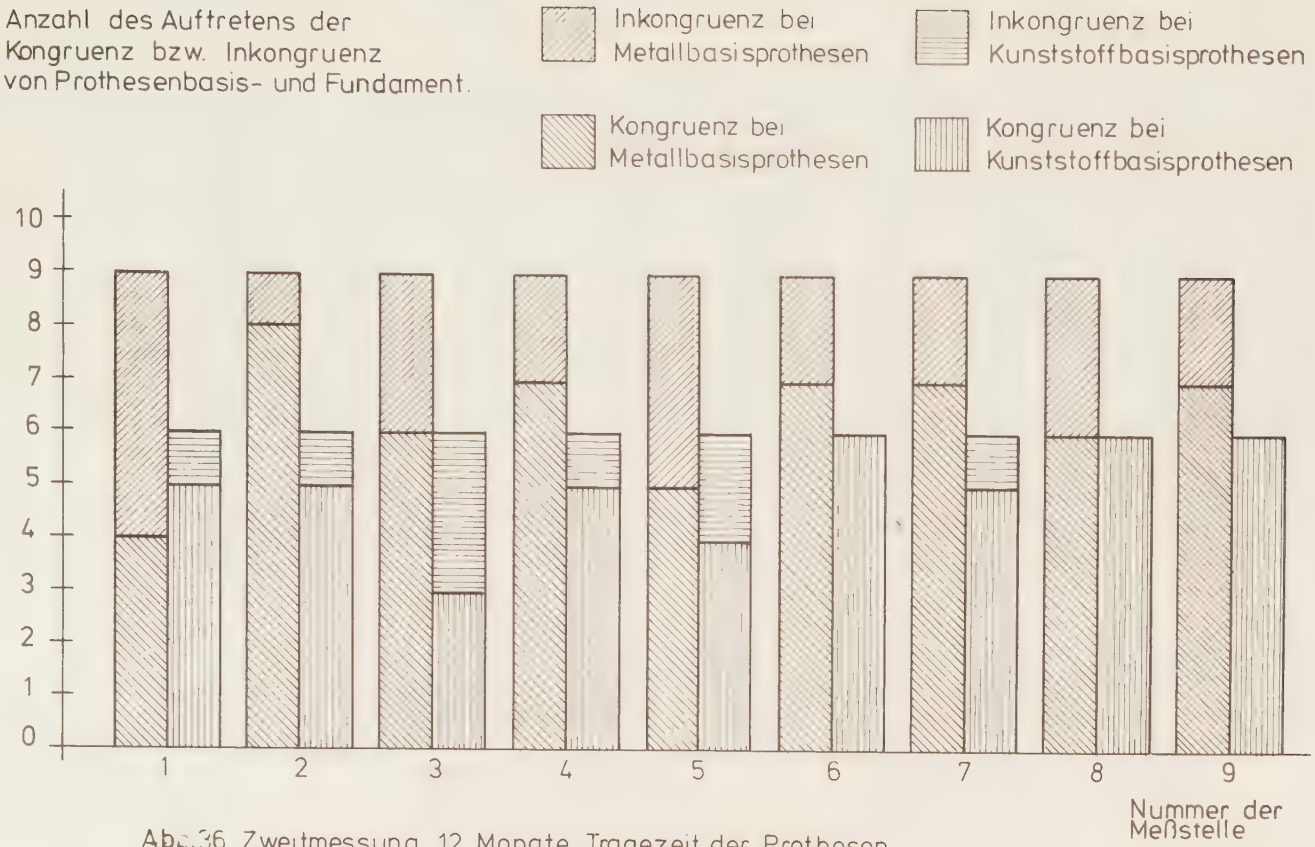


Abb. 36 Zweitmessung, 12 Monate Tragezeit der Prothesen

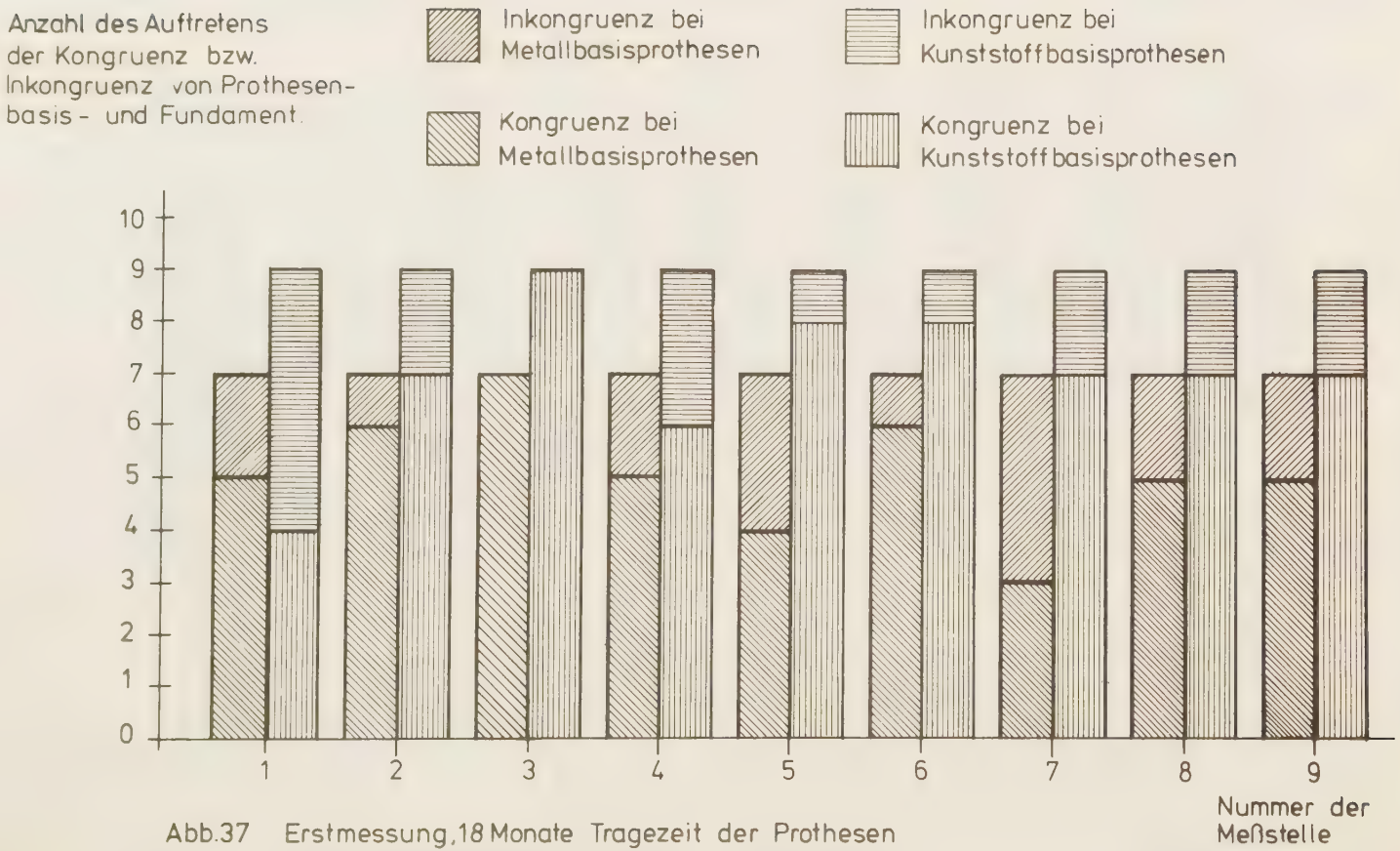


Abb.37 Erstmessung, 18 Monate Tragezeit der Prothesen

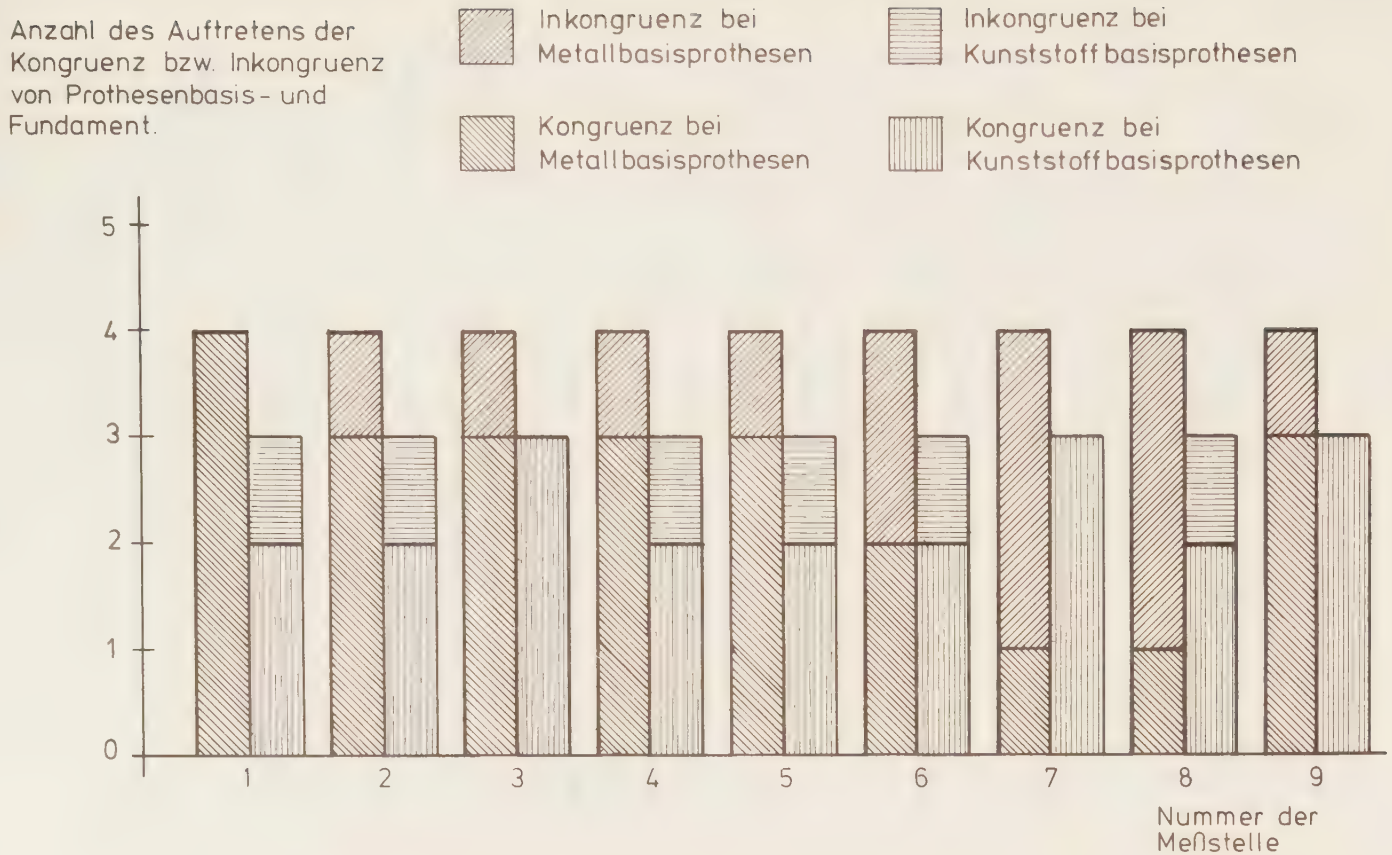


Abb. 38 Zweitmessung, 24 Monate Tragezeit der Prothesen

b) Spezieller Teil

1. Das Verhalten der Prothesen bezüglich Paßgenauigkeit sowie die subjektiven Angaben der Patienten zu den Prothesen

a) Kunststoffbasisprotheser gegenüber Metallbasisprothesen mit einer Tragezeit von sechs Monaten bei der Erstuntersuchung

Auffällig ist bei dem Vergleich dieser beiden Patientengruppen, daß von den neun Kunststoffbasisprothesen vier Prothesen an allen Meßpunkten Kongruenz von Prothesenbasis- und Fundament bezogen auf eine Maßgenauigkeit von 0,1 mm der angewandten Meßapparatur aufweisen, wohingegen dies bei nur zwei der 11 Metallbasisprothesen der Fall ist, wie aus den Tabellen 1 und 2 ersichtlich ist. Ein ähnliches Verhalten bezüglich der Paßgenauigkeit läßt sich aus der Abbildung 35 erkennen, die an den Meßpunkten 4, 7, 8, 9 bei allen Patienten mit Kunststoffbasisprothesen Kongruenz erkennen läßt, dies aber bei keiner der Metallbasisprothesen der Fall ist. Die Abbildung 35 zeigt weiterhin, daß an acht von neun Meßpunkten die Kongruenz der Kunststoffbasisprothesen größer ist als jene der Metallbasisprothesen. Bei beiden Prothesentypen zeigt sich eine leichte Tendenz zur Häufung großer Meßwerte im frontalen Bereich.
Betrachtet man die Ergenisse der Befragung der Patienten der Tabellen 5 und 6, also die subjektiven Angaben der Patienten über die allgemeine Zufriedenheit mit der Prothese sowie über ihre Zufriedenheit bezüglich Kau- und Sprachfunktion, so zeigt sich bei allen drei Fragen eine größere Zufriedenheit der Patienten mit Metallbasisprothesen.

b) Kunststoffbasisprothesen gegenüber Metallbasisprothesen mit einer Tragezeit von 12 Monaten bei der Zweituntersuchung

Die Tabellen 9 und 10 zeigen, daß von den sechs Kunststoffbasisprothesen zwei an allen Meßpunkten Kongruenz von Prothesenbasis- und Fundament aufweisen und dies bei den Metallbasisprothesen bei einer von neun

Prothesen der Fall ist. Auch die Abbildung 36 gibt ein ähnliches Bild über die unterschiedliche Paßgenauigkeit von Metallbasis- und Kunststoffbasisprothesen in dem Sinne wieder, daß an den Meßpunkten 6, 8, 9 bei allen Patienten mit Kunststoffbasisprothesen Kongruenz herrscht, hingegen dies bei keinem Meßpunkt der Metallbasisprothesen der Fall ist. Die Abbildung 36 zeigt, daß bei acht von neun Meßpunkten die Kongruenz der Kunststoffbasisprothesen größer ist als jene der Metallbasisprothesen. Wie auch bei der Erstmessung besteht auch hier eine leichte Tendenz zur Häufung großer Meßwerte im frontalen Bereich bei beiden Prothesentypen.

Die subjektiven Angaben der Patienten wiedergegeben in den Tabellen 13 und 14 weisen auf die größere Zufriedenheit bezüglich der Frage nach allgemeiner Zufriedenheit und Zufriedenheit mit der Kaufunktion der Patienten mit Metallbasisprothesen hin, wohingegen dies nun mit der Zufriedenheit über die Sprachfunktion im Gegensatz zur Erstuntersuchung umgekehrt ist. Vergleicht man jeweils die Tabellen 5 und 13 sowie 6 und 14, also die Änderung der Angaben der Patienten mit Metallbasisprothesen von der Erstmessung zur Zweitmessung sowie die Änderung der Angaben der Patienten mit Kunststoffbasisprothesen von der Erstmessung zur Zweitmessung, so zeigt sich bei den Patienten mit Kunststoffbasisprothese bei der Zweitmessung eine Zunahme der positiven Äußerungen bezüglich der allgemeinen Zufriedenheit und der Zufriedenheit mit der Sprachfunktion sowie eine Abnahme bezüglich der Kaufunktion. Bei den Patienten mit Metallbasisprothesen ergibt sich bei der Zweitmessung eine Verbesserung bei der allgemeinen Zufriedenheit mit der Prothese, jedoch eine Verschlechterung bei der Zufriedenheit mit der Kau- und Sprachfunktion.

c) Kunststoffbasisprothesen gegenüber Metallbasisprothesen mit einer Tragezeit von 18 Monaten bei der Erstuntersuchung

Aus den Tabellen 3 und 4 ist ersichtlich, daß keine der neun Kunststoffbasisprothesen an allen Meßpunkten Kongruenz aufweist, dies aber bei einer der sieben Metallbasisprothesen der Fall ist. Bezogen auf die Kongruenz einer

Meßstelle aller Prothesen einer Patientengruppe ergibt sich aus Abbildung 37, daß diese jeweils an dem Meßpunkt 3 bei Kunstsoff- und Metallbasisprothesen vorhanden ist. Die Abbildung 37 zeigt, daß die Kunststoffbasisprothesen an sechs von neun Meßstellen größere Kongruenz aufweisen, wobei an einer Meßstelle beide Prothesentypen gleich hohe Kongruenz zeigen. Die Tendenz zu frontal größeren Meßwerten ist hier bei den Metallbasisprothesen stärker als bei den Kunststoffbasisprothesen ausgeprägt.
Bei den subjektiven Angaben überwiegen die positiven Änderungen der Patienten mit Metallbasisprothesen bei der Frage nach allgemeiner Zufriedenheit und Zufriedenheit mit der Sprachfunktion diejenigen der Patienten mit Kunststoffbasisprothesen, bei der Kaufunktion ist die Zufriedenheit der Patienten mit Kunststoffbasisprothesen größer, wie aus den Tabellen 7 und 8 ersichtlich ist.

d) Kunststoffbasisprothesen gegenüber Metallbasisprothesen mit einer Tragezeit von 24 Monaten bei der Zweituntersuchung

Die Aussagekraft dieser Untersuchung ist relativ stark geschwächt bedingt durch die Reduzierung der Patientenzahl von der Erstuntersuchung zur Zweituntersuchung, dennoch zeigt sich auch noch eine tendenzielle Überlegenheit der Kunststoffbasisprothesen gegenüber den Metallbasisprothesen bezüglich ihrer Paßgenauigkeit, wie dies bereits unter a. bis c. deutlich wurde.
Die Tabellen 11 und 12 lassen erkennen, daß von den drei Kunststoffbasisprothesen keine an allen Meßpunkten Kongruenz zeigt, dies aber bei einer der vier Metallbasisprothesen der Fall ist. Die Abbildung 38 hebt hervor, daß an den Meßstellen 3, 7, 9 bei allen Patienten mit Kunststoffbasisprothesen Kongruenz herrscht, dies aber bei den Metallbasisprothesen nur an der Meßstelle 1 der Fall ist. Weiter ist aus Abbildung 38 zu entnehmen, daß an sechs von neun Meßstellen die Kunststoffbasisprothesen die größere Kongruenz aufweisen. Die Tendenz zu größeren Meßwerten im frontalen Bereich ist ebenso wie bei der Erstmessung wieder bei den Metallbasisprothesen vorhanden.

Die Ergebnisse der Befragung der Patienten dargestellt in den Tabellen 15 und 16 ergeben bei allen drei Fragestellungen die günstigere Bewertung der Metallbasisprothesen durch die Patienten. Verglichen mit der Erstuntersuchung fällt die positive Bewertung der Kaufunktion zusätzlich zugunsten der Metallbasisprothesen aus, dies läßt sich vielleicht durch die geringe Patientenzahl oder aber durch den subjektiven Charakter der Urteile von Patienten erklären.

8. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

Die Ergebnisse haben deutliche Unterschiede in der Paßgenauigkeit von totalen Unterkieferprothesen mit Kunststoffbasis gegenüber solchen mit Metallbasis gezeigt.
Der von FABER (10) erwähnte Vorteil der größeren Paßgenauigkeit der Metallbasisprothesen gegenüber Kunststoffbasisprothesen konnte in der vorliegenden Untersuchung nicht bestätigt werden, wohl aber die Ergebnisse experimenteller Untersuchungen von KEMPTER (20) und LEHMANN (25). Sie konnten nachweisen, daß durch den Herstellungsprozeß bedingte Veränderungen in der transversalen Dimension bei Metallbasisprothesen größer als bei Prothesen mit Kunststoffbasen sind. Dies läßt sich unter anderem damit erklären, daß die geringere Paßgenauigkeit der Metallbasisprothese bedingt durch ihren Herstellungsprozeß resorptive Veränderungen am Prothesenfundament hervorruft. Die geringere Paßgenauigkeit manifestiert sich klinisch durch Inkongruenz von Prothesenbasis und Prothesenfundament. Mit der angewandten Meßapparatur, basierend auf dem indirekten Unterfütterungsverfahren, wurde die bestehende Inkongruenz gemessen. Hierbei konnte am klinischen Fall die herstellungstechnisch begründete größere Paßungenauigkeit der Metallbasisprothese bestätigt werden.
Sowohl bei der Erstunterfütterung der sechs und 18 Monate getragenen Prothesen als auch bei der Zweitunterfütterung der dann 12 und 24 Monate getragenen Prothesen läßt sich deutlich eine größere Paßgenauigkeit der Kunststoffbasisprothesen gegenüber den Metallbasisprothesen erkennen. Die Überlegenheit der Kunststoffbasisprothesen bezüglich ihrer Paßgenauigkeit läßt sich nicht nur durch das insgesamt häufigere Auftreten von Prothesen mit Kongruenz aller Meßpunkte bei den Kunststoffbasisprothesen zeigen, sondern auch durch das häufigere Auftreten von Kongruenz eines Meßpunktes aller Patienten einer Gruppe bei den Kunststoffbasisprothesen. Ausschlaggebend ist jedoch die Tatsache, daß die Kunststoffbasisprothesen durchweg bei der größeren Anzahl der Meßpunkte eine geringere Inkongruenz als die Metallbasisprothesen aufwiesen. Dies alles läßt sich mit der bereits herstellungs-

technisch bedingten größeren Paßungenauigkeit der Metallbasisprothesen erklären. Aus der größeren Paßungenauigkeit der Metallbasisprothesen ergibt sich zum einen die größere Inkongruenz von Prothesenbasis und Prothesenfundament bei den Metallbasisprothesen, die bekanntlich nicht unterfüttert werden können und zum anderen ein größeres Absinken der Metallbasisprothesen infolge der durch Paßungenauigkeiten hervorgerufenen resorptiven Abbauerscheinungen, also eine Verringerung der vertikalen Relation. Wie TALLGREN, THIELEMANN und VAN DER VEN (49) herausfanden, gerät der Unterkiefer bei diesem Höhenverlust nicht nur näher an den Oberkiefer beim Schlußbiß heran, sondern er bewegt sich dabei auch immer mehr nach ventral. Aus dieser Ventralverschiebung des Unterkiefers bei Höhenverlust des Prothesenfundamentes ergibt sich aus der Verschlüsselung der Unterkieferprothese mit der Oberkieferprothese im Schlußbiß durch die Interkuspidation, daß die Unterkieferprothese und somit auch die Prothesenbasis bei jeder Schlußbißbewegung durch die in der Interkuspidation festgehaltene sagittale Position wieder aus der ventraleren Lage in die alte distalere Position verschoben wird. Dieses Verschieben der Prothese auf ihrer Unterlage während der Schlußbißbewegung hat nun mehrere nachteilige Folgen:

1. Erhöhte Atrophie des Prothesenfundamentes, da nach BAUER und GUTOWSKY (2) die Atrophie unter Prothesen hauptsächlich durch Verschiebung der Mukosa auf dem Knochen und nicht so sehr durch eine vertikale Kompression bedingt ist.
2. Durch diese ständigen Ventralverschiebungsimpulse wird der vestibuläre Kieferkamm besonders im frontalen Bereich verstärkt belastet und er so verstärkter Resorption unterliegt, wie dies die kreuzschraffierten Anteile der Abbildung 39 verdeutlichen. Es kommt weiter zu einer immer größer werdenden Inkongruenz von Prothesenbasis und Prothesenfundament, da der Unterkiefer durch die Ventralverschiebung nicht mehr seine ursprüngliche Position in seiner alten Paßform, seiner Prothese einnimmt, d.h. der linguale Anteil der Prothesenbasis besonders wieder im frontalen Bereich weist dann verstärkte Inkongruenz mit dem Prothesenfundament

auf, diese Bezirke werden durch die einfach schraffierten Areale der Abbildung 39 hervorgehoben. Das verstärkte Auftreten all dieser Phänomene gerade im frontalen Bereich hat geometrische Ursachen im Sinne der Vektorbetrachtung, d.h., daß sich eine Vertikalverschiebung des Unterkiefers um x mm im frontalen Bereich durch direktes Zubewegen auf die frontale Prothesenbasis auch um x mm Abbau bemerkbar macht, im Seitenzahnbereich jedoch kein direktes und geradliniges Zubewegen von Prothesenbasis und Prothesenfundament stattfindet und so die Auswirkungen geringer sind. Diese Überlegung findet in den nach distal immer schmäler werdenden schraffierten Flächen der Abbildung 39 ihre graphische Wiedergabe. Im Endeffekt entsteht ein Circulus vitiosus, d.h., der Höhenverlust des Prothesenfundamentes bedingt die Ventralverschiebung des Unterkiefers, die ihrerseits wie oben geschildert zu verstärktem Abbau des Prothesenfundamentes führt, der seinerseits nun wieder zu erneutem Höhenverlust des Prothesenfundamentes führt.

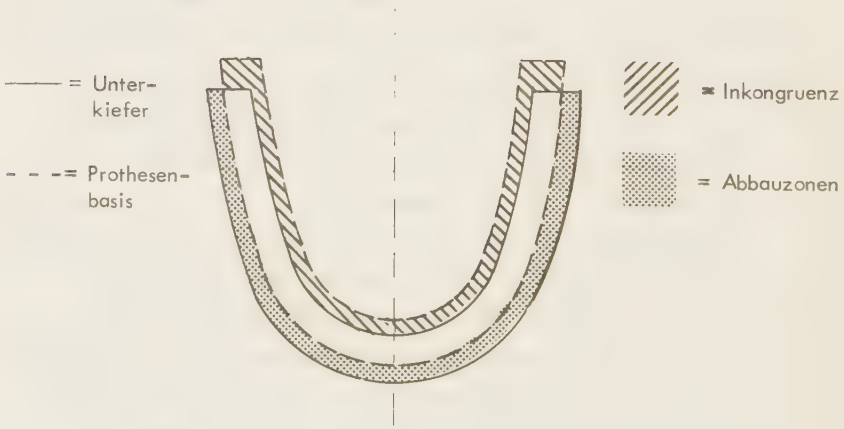


Abb. 39: Schematische Darstellung der Unterkieferventralverschiebung bei Höhenverlust des Prothesenfundamentes

Bezieht man die unter 1.) und 2.) aufgeführten Überlegungen auf einen Vergleich von Metall- und Kunststoffbasisprothesen, so läßt sich folgendes aussagen:

1. Bedingt durch die größere Paßungenauigkeit der Metallbasisprothese infolge herstellungstechnischer Schwierigkeiten wirkt sich die oben geschilderte Ventralverschiebung des Unterkiefers mit ihren nachteiligen Folgen bei den Metallbasisprothesen auch stärker durch resorptive Veränderungen des Prothesenfundamentes aus.

2. Ließe sich entweder bei den Kunststoffbasisprothesen oder bei den Metallbasisprothesen im frontalen Kieferkammbereich am klinischen Fall eine größere Paßungenauigkeit bzw. größere resorptive Veränderungen nachweisen, so könnte man aus der Kausalkette herstellungstechnisch bedingte Paßungenauigkeit, Höhenverlust infolge von Resorption, Ventralverschiebung des Unterkiefers und verstärkte resorptive Abbauerscheinungen im frontalen Bereich indirekt aus der größeren ventralen Inkongruenz auf die größere Paßungenauigkeit der einen oder anderen Prothesenart schließen. Vergleicht man hierzu die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit, so zeigen die Tabellen 1, 2, 3, 4, 9, 10, 11, 12 bei der Patientengruppe mit 18 monatiger bzw. bei der Zweitmessung mit 24 monatiger Tragezeit der Prothesen eine deutliche Häufung großer Meßwerte im frontalen Bereich bei den Metallbasisprothesen, bei den anderen beiden Patientengruppen ist dies nicht so eindeutig der Fall.

Das Absinken der Prothese bei Höhenverlust des Prothesenfundamentes bedingt eine weitere Möglichkeit des Entstehens von Inkongruenz bzw. Überbelastung einzelner Areale des Prothesenfundamentes, da der Alveolarkamm kaudalwärts divergiert und die Prothese beim Absinken senkrecht und nicht parallel dieser divergierenden Richtung folgt. Aufgrund der größeren Verwindungssteifheit der Metallbasisprothesen (37) dürfte sie weniger als die Kunststoffbasisprothese in der Lage sein, sich der größeren Breite des Prothesenfundaments, bedingt durch den Abbau in divergierender Richtung des

Alveolarkammes anzupassen. Dies führt dann wiederum zur Überbelastung einzelner Areale des Prothesenfundamentes und somit über Abbauerscheinungen zu größerer Paßungenauigkeit der Metallbasisprothesen. Auf die Aussagen der Patienten über ihre Zufriedenheit mit den Prothesen soll hier nicht näher eingegangen werden, da die subjektiven Daten starken Schwankungen unterliegen und somit kaum Aussagekraft besitzen.

9. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Arbeit wurde die Paßgenauigkeit von totalen Unterkieferprothesen mit Methacrylatbasis gegenüber solchen mit Palliagbasis am klinischen Fall untersucht. Als Gegenbezahnung war jeweils eine totale Oberkieferprothese vorhanden.

Der Untersuchungsmethode liegt das Prinzip des indirekten Unterfütterungsverfahrens zugrunde, wobei mit Hilfe der Dicke des Unterfütterungsmaterials an definierten Meßstellen mit definiertem Anpreßdruck der Prothese unter Verwendung einer speziell hierfür angefertigten Meßapparatur eine Aussage über die Kongruenz bzw. die Inkongruenz von Prothesenbasis und Prothesenfundament und somit über die Paßgenauigkeit der Prothese getroffen wurde.

Die Meßergebnisse zeigen deutliche Unterschiede zwischen den Metall- und den Kunststoffbasisprothesen. Bei den Kunststoffbasisprothesen konnte häufiger als bei den Metallbasisprothesen Kongruenz von Prothesenbasis und Prothesenfundament an allen Meßpunkten festgestellt werden. Auch das häufigere Auftreten der Kongruenz an einem Meßpunkt aller Prothesen einer Patientengruppe bei den Kunststoffbasisprothesen sowie die größere Kongruenz an der überwiegenden Anzahl der Meßpunkte bei den Kunststoffbasisprothesen zeigt die Tendenz zur Überlegenheit der Kunststoffbasisprothesen gegenüber den Metallbasisprothesen bezüglich ihrer Paßgenauigkeit.

10. LITERATURVERZEICHNIS

1. Anderes, Th. — Über die Paßform von Kunststoffprothesen
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 62, 531 (1952)

2. Bauer, A. und Gutowski, A. — Gnathologie, Einführung in Therorie und Praxis
"Die Quintessenz", Buch und Zeitschriften-Verlag
Berlin, 1975, S. 409

3. Bawendi, B. — Der Einfluß unterschiedlicher Herstellungsverfahren auf die Lageänderung der Ersatzzähne und die Formänderung der Prothesenbasis
dental-labor, 21, 921 (1973)

4. Bücking, G. — in Janke (16)

5. Butz, R. — Prüfung der Druckelastizität elastomerer Abformmassen in der Zahnheilkunde
Med. Diss. Bonn 1970

6. Dolder, E. — Physikalische Werkstoffprüfungen an Zahnprothesen im Laboratorium und am Patienten
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 53, 535 (1943)

7. Edwards, L.F. — The Edentulous Mandible
J. prosth. Dent. 4, 222 (1954)

8. Eichner, K. — Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung
S. 189, 191, 196 ; Berlin 1974

9. Eiselt, K.H. — Über die Paßgenauigkeit von Modellgußprothesen
Zahnärztl. Rdsch. 1, 48 (1966)

10. Faber, B.L. — Lower Cast Metal Base Denture
J. prosth. Dent. 7, 51 (1957)

11. Fairhurst, C. und Ryge, G. — in Marx (31)

12. Frank, H.G. — Zur Ätiologie und Prophylaxe prothesenbedingter Druckstellen
Dtsch. zahnärztl. Z. 22, 62 (1967)

13. Hertel & Reuss — Arbeitsanleitung für Hertel & Reuss Mikroskope und Stereoskope
S. 15; Kassel 1974

14. Hromatka, A. — Funktion und Beanspruchung des Prothesenlagers beim Totalersatz
Dtsch. zahnärztl. Z. 25, 834 (1970)

15. Janke, G. — Das Spritzverfahren zur Herstellung von Kunststoffprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 1057 (1962)

16. Janke, G. — Über die fugendichte Verbindung von Kunststoffen und Metallen
Zahnärztl. Welt 7, 509 (1952)

17. Janke, G. — Das Gewichts-, Volumen- und Dichteverhalten bei Austrocknung und Wasseraufnahme in Abhängigkeit von der Verarbeitung
Dtsch. zahnärztl. Z. 8, 1159 (1953)

18. Janke, G. — Die Abhängigkeit der Protheseneigenschaften von der Laborverarbeitung
Dtsch. zahnärztl. Z. 21, 1437 (1955)

19. Jüde, H.D., Kühl, W. und Roßbach, A. Einführung in die zahnärztliche Prothetik Deutscher Ärzte-Verlag, Köln-Lövenich, Taschenbuch Nr. 21, 288 (1977)

20. Kempter, F.J. Vergleichende Untersuchungen über Paßgenauigkeit und Formtreue einiger Prothesenwerkstoffe von Unterkiefervollprothesen Med. Diss. Mainz 1974

21. Knischewski, F. in Kempter (20)

22. Körber, K. Zahnärztliche Prothetik, Band 1, 221, Kiel 1974

23. Lang, B.R. The Use Of Gold In Construction Of Mandibular Denture Bases J. prosth. Dent. 32, 398 (1974)

24. Lauritzen, A.G. Arbeitsanweisung für die Lauritzen-Technik, Sonderdruck Hamburg 1976

25. Lehmann, J. Vergleichende Untersuchung über Paßgenauigkeit und Formtreue von Unterkiefer-Vollprothesen aus Kunststoff und solche mit Metallbasis Med. Diss. Mainz 1977

26. Loebich, O. Der Lunker und seine Vermeidung Dtsch. zahnärztl. Z. 8, 1037 (1953)

27. Lytle, R.B. Complete Denture Construction Based On A Study Of The Deformation Of The Underlying Soft Tissues J. prosth. Dent. 9, 539 (1959)

28. Marx, H. Über den Einfluß unterschiedlicher technologischer Bedingungen bei der Herstellung von Kunststoff-Prothesen
dental-labor H2, 43 (1963)

29. Marx, H. Über die Abhängigkeit der Weißverfärbung dentaler PMM Kunststoffe von Polymerisaten und Isolation
Dtsch. zahnärztl. Z. 16, 1375 (1961)

30. Marx, H. Zur Polymerisationsproblematik dentaler Methacrylate
Zahnärztl. Welt 61, 747 (1960)

31. Marx, H. Technische Probleme bei der Vollprothesenherstellung und ihre klinische Bedeutung
Zahnärztl. Rdsch. 72, 291 (1963)

32. Marx, H. Über Auswirkungen der funktionell bedingten elastischen Deformierung der Mandibula auf die Stellung der unteren Seitenzähne beim Tragen von lingualen Unterkieferplatten
Med. Diss. Mainz 1957

33. Mayer, D. Volumenschwund und Paßgenauigkeit bei Kunststoffprothesen
Dtsch. Zahn-, Mund- und Kieferheilk. 22, 228 (1955)

34. Meiners, H. Einige grundsätzliche Betrachtungen über Volumeneffekte im Zusammenhang mit Abbindevorgängen
Zahnärztl. Welt 82, 270 (1973)

35. Moore, F.D. Organic Or Metal Bases For Dentures
J. prosth. Dent. 17, 227 (1967)

36. Rebel, H.H. Bio-Prothetik und Werk-Prothetik
Dtsch. zahnärztl. Z. 13, 1041 (1958)

37. Regli, C.P. und Kydd, W.L. A Premilinary Study Of The Lateral Deformation Of The Metal Base Dentures in Relation To Plastic Base dentures
J. prosth. Dent. 3, 326 (1953)

38. Regli, C.P. und Gaskill, H.L. Denture Base Deformation during Function
J. prosth. Dent. 4, 548 (1954)

39. Rehberg, H.J. Zusammenhänge zwischen Eigenschaften und klinischer Anwendung elastomerer Abformmassen
Dtsch. Zahnärztebl. 23, 61 (1969)

40. Rehberg, H.J. Die Quintessenz der zahnärztlichen Abformmittel
"Die Quintessenz", Buch- und Zeitschriften Verlag Berlin, S. 74 (1971)

41. Rein, H. und Schneider, M. Einführung in die Physiologie des Menschen
Springer-Verlag Berlin, S. 557 (1971)

42. Ritze, H. Quellung der Kunststoffe
Dtsch. zahnärztl. Z. 20, 1245 (1965)

43. Schnell, H. Untersuchungen zur Frage der dynamischen und statischen Faktoren bei der Inkorporation totaler Unterkieferprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 25, 338 (1970)

44. Schnell, H. Untersuchungen über die Kaukraftgrößen bei totalen Unterkieferprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 25, 829 (1970)

45. Schröder, A. Über die Abhängigkeit der Prothesenqualität von den Polymerisationsbedingungen
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 62, 1108 (1952)

46. Schwickerath, H. Zur Frage der Formveränderung
Zahnärztl. Welt 67, 287 (1966)

47. Schwickerath, H. Die elastischen Eigenschaften der Methacrylate
Dtsch. zahnärztl. Z. 16, 478 (1961)

48. Stuart, H.A. und Klages, G. Kurzes Lehrbuch der Physik
Springer-Verlag Berlin, S. 60 (1970)

49. Tallgren, A. Thielemann K. und van der Ven J.G. in Jüde, Kühl, Roßbach (19)

50. Van Thiel, H. Über Veränderungen des Prothesenlagers unter der Totalprothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 13, 853 (1958)

51. Voß, R. Der Einfluß der Elastizität, besonders der elastischen Nachwirkung der Prothesenwerkstoffe auf das Verhalten der Prothesen und des tragenden Gewebes
Dtsch. zahnärztl. Z. 12, 1474 (1957)

52. Weinemann, J.P. und Sicher, H. in Lytle (27)

53. Woelfel, I.B., Pfaffenbarger, G.C. und Sweeney, W.T. Veränderungen des Zahnersatzes während der Aufbewahrung in Wasser und im Gebrauch Dtsch. zahnärztl. Z. 18, 428 (1963)

Meinen Dank möchte ich Herrn Professor Dr. med. dent. K. Fuhr für die Überlassung des Themas sowie Herrn Professor Dr. med. dent H. Marx für die Übernahme des 2. Gutachtens aussprechen.

Auch möchte ich Herrn Professor Dr. med. dent. G. Siebert für die hilfreiche Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen danken.

Lebenslauf

21.10.1951	in Hofheim/Taunus geboren als dritter Sohn des Kraftfahrers Konrad Mainitz und seiner Ehefrau Elfriede Mainitz, geb. Opolka
1958 - 1966	Volksschule Kriftel/Taunus
1966 - 1969	Lehre als Maschinenschlosser bei den Farbwerken Hoechst AG
1967 - 1971	Abendschule zur Erlangung der Fachschulreife
1970 - 1971	Arbeitsverhältnis als Maschinenschlosser bei der Maschinenfabrik A. Mohr in Hofheim/Taunus
1971 - 1973	Hessenkolleg Frankfurt/Main zur Erlangung der allgemeinen Hochschulreife
1973	Beginn des Studiums der Zahnheilkunde an der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz
1974	Ablegung der naturwissenschaftlichen Vorprüfung
1976	Ablegung der zahnärztlichen Vorprüfung
Zur Zeit	Studium der Zahnheilkunde im 5. klinischen Semester